



HAL
open science

Etude de la rugosité d'une résine autopolymérisante : cool temp®

Siham Moumni

► **To cite this version:**

Siham Moumni. Etude de la rugosité d'une résine autopolymérisante : cool temp®. Sciences du Vivant [q-bio]. 2007. hal-01732674

HAL Id: hal-01732674

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732674>

Submitted on 14 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE DE NANCY – METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ – NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2007

N° 2937

THESE

pour le

Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

par

Siham MOUMNI

Née le 29 Avril 1981 à Nancy



ETUDE DE LA RUGOSITE D'UNE RESINE AUTOPOLYMERISANTE : COOL TEMP®

Présentée et soutenue publiquement le 21 décembre 2007

Examineurs de la thèse :

Monsieur J.P. LOUIS
Monsieur J. SCHOUVER
Monsieur J.P. SALOMON
Monsieur D. PONGAS

Professeur des Universités
Maître de Conférences
Maître de Conférences
Assistant Hospitalier

Président
Juge
Juge
Juge

BU PHARMA-ODONTOL



D

104 078082 7

PPN 121 305 945

1010 191059

ACADEMIE DE NANCY – METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ – NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2007

N° 2937

THESE

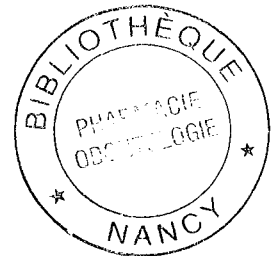
pour le

**Diplôme d'Etat de Docteur
en Chirurgie Dentaire**

par

Siham MOUMNI

Née le 29 Avril 1981 à Nancy



**ETUDE DE LA RUGOSITE D'UNE RESINE
AUTOPOLYMERISANTE : COOL TEMP®**

Présentée et soutenue publiquement le 21 décembre 2007

Examineurs de la thèse :

Monsieur J.P. LOUIS
Monsieur J. SCHOUVER
Monsieur J.P. SALOMON
Monsieur D. PONGAS

Professeur des Universités
Maître de Conférences
Maître de Conférences
Assistant Hospitalier

Président
Juge
Juge
Juge

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*



Président : Professeur J. P. FINANCE

Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

Vice-Doyens : Dr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE

Membres Honoraires : Pr. F. ABT - Dr. L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG - Pr. M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mme M.	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST** Jacques MARCHETTI Nancy ROY Angélique (Mederlé) SABATIER Antoine	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme Mlle M.	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> BRAVETTI Morgane GEORGE Olivier	Professeur des Universités* Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. M. Mme	<u>WEISSENBACH Michel</u> CELEBI Sahhüseyin JANTZEN-OSSOLA Caroline	Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. M. Mme M. M. Mme M.	<u>MILLER** Neal</u> AMBROSINI Pascal BOUTELLIEZ Catherine (Bisson) PENAUD Jacques JANOT Francis BACHERT Martine PONGAS Dimitrios	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Professeur Associé Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. Mlle M.	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian LE Audrey PERROT Ghislain	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Généétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mlle	<u>WESTPHAL** Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc ERBRECH Aude	Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistante Associée au 01/10/2007
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. M. M.	<u>AMORY** Christophe</u> FONTAINE Alain ENGELS DEUTSCH** Marc MORTIER Eric HESS Stéphane PERRIN Sébastien SIMON Yorick	Maître de Conférences Professeur 1er grade* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. Mlle M. M. M. M. M.	<u>SCHOUVER Jacques</u> LOUIS** Jean-Paul ARCHIEN Claude BEMER Julie DE MARCH** Pascal HELPER Maxime SEURET Olivier SIMON Franck	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences * Assistante Assistant Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme	<u>STRAZIELLE** Catherine</u> SALOMON Jean-Pierre HOUSSIN Rozat (Jazi)	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistante Associée au 01/01/2007

souligné : responsable de la sous-section

Mis à jour le 01.11.2007

* temps plein - ** responsable TP

A notre Président

Monsieur le Professeur LOUIS Jean-Paul

Officier des Palmes Académiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités

Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Sous-section : Prothèses

Nous vous remercions de nous faire l'honneur de présider cette thèse.

Vous nous avez transmis votre savoir à travers des cours toujours captivants et des conseils avisés durant notre formation.

Veillez recevoir, à travers ce travail, le témoignage de notre respect le plus sincère.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur SCHOUVER Jacques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Maître de Conférences des Universités

Responsable de la Sous-section : Prothèses

Nous vous très reconnaissant de nous avoir transmis vos connaissances et de nous avoir encadrés lors de nos premiers pas en clinique.

Vous avez suivi notre travail jusqu'à son achèvement et nous vous en savons gré.

Veillez trouver ici le témoignage de notre profond respect.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur SALOMON Jean-Pierre

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités

Responsable de la Sous-section : Sciences Anatomiques et Physiologiques,
Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

Vous êtes à l'origine de ce travail et vous nous avez permis de concrétiser cette étude.

Nous vous sommes très reconnaissants d'avoir pris le temps de diriger ce projet.

Soyez assuré de notre profonde gratitude.

A notre Juge

Monsieur le Docteur PONGAS Dimitrios

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalier Universitaire
Sous-section : Parodontologie

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter de participer au jury d'examen de notre thèse.

Nous vous remercions de l'intérêt que vous avez manifesté pour notre sujet.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de notre respectueuse gratitude.

A mes parents

Je ne serais pas arrivée là où en j'en suis sans tous vos sacrifices. Je sais que je pourrai toujours compter sur vous et sachez que vous pourrez toujours compter sur moi.

Je vous aime...

A mes frères

Mohamed, tu vois j'y suis arrivé ! Merci pour tes conseils (Word n'a plus de secret pour moi, enfin je crois) et pour ta générosité. Que la vie te donne en retour ce que tu mérites.

Abdelaziz, ma tête d'œuf préférée. Toujours en retard mais toujours là et c'est ce qui compte (la chèvre ne l'oublie pas).

Brahim, mon petit frère qui me dépasse de plus d'une tête. Tu ne m'aurais pas piqué un peu de soupe quand on était petits ?

A ma petite sœur Asma

On partage bien plus qu'une chambre : des idées, des pensées, des coups de gueule mais aussi du bon temps, de très bons moments et surtout une grande complicité et beaucoup d'amour...pourvu que ça dure.

A ma famille

Si loin et si proche à la fois.

A ma grand-mère adorée, à mes oncles (avec une mention spéciale pour mon oncle Ali), à mes tantes, mes cousins (Abdessamad, Abdelwahad et les autres), mes cousines (Yasmine, Chaïma et les autres) et à mon grand-père qui n'est plus là.

A mon autre beau pays, le Maroc.

A mes Amis

A mes deux Sophie préférées,

Celle qui a partagé mon enfance, quand est-ce qu'on retourne faire de la luge à la Penotte ?

Celle sur qui j'ai toujours pu compter durant ma vie d'étudiante, qu'est ce que je serais devenue sans toi ?

A Kaother qui ne m'oublie jamais, Semka (bonne chance pour ton internat), Marion, Sandrine et son petit bout de chou, Fatima, Ziden, Ismahane, Magali, mes binômes...et à tous les autres qui se reconnaitront.

A tous ceux qui m'ont permis d'arriver là où j'en suis ; le Dr Vaugenot pour me permettre de faire mes premiers pas dans la vie professionnelle et à tous les professeurs qui ont marqué mon parcours.

A tous ceux que je n'ai pas cités mais que je n'oublie pas.

A tous ceux qui ont une place dans mon cœur, ceux qui ont toujours cru en moi et à ceux que la vie mettra sur mon chemin...



Préambule :

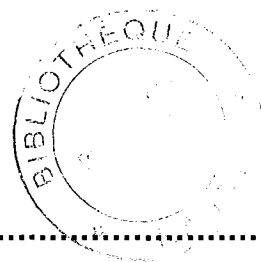
Le titre initialement déposé devant la commission de thèse faisait état de l'étude de la rugosité d'une résine auto-polymérisante : Cool Temp, alors que notre manuscrit traite de deux autres spécialités commerciales.

Cette modification a été en partie motivée par le souhait de comparer entre eux 2 matériaux appartenant à la même famille de biomatériaux, caractérisés par 2 compositions différentes et fabriqués par la même société.

C'est ainsi que nous avons décidé d'étudier les résines composites Temphase et Fill-In de la société Kerr-Hawe.

Cette modification a eu pour conséquence de multiplier par deux le nombre d'échantillons expérimentaux à préparer et à analyser.

Table de matières



1. Introduction	1
2. Structure et classification des résines pour prothèses provisoires conjointes	3
2.1. Structure et composition des résines pour prothèses provisoires conjointes.....	3
2.1.1. Structure.....	3
2.1.1.1. Le PMMA	4
2.1.1.2. Autres polymères utilisés	5
2.1.1.3. Polymérisation.....	6
2.1.1.4. Composites	9
2.1.1.5. Comparaison des propriétés des matériaux pour prothèses provisoires conjointes	13
2.1.2. Composition	15
2.1.2.1. Poudre/liquide	15
2.1.2.2. Pâte /Pâte	16
2.2. Classification	17
2.2.1. Par leur structure et leur chimie.....	17
2.2.1.1. Résines acryliques et dérivés.....	17
2.2.1.2. Résines type diacrylate	18
2.2.1.3. Autres.....	19
2.2.2. Par leur utilisation clinique.....	19
2.2.2.1. Procédure directe.....	19
2.2.2.2. Procédure indirecte (=laboratoire).....	21
3. Principe et matériels de finition et de polissage	24
3.1. Principe	24
3.1.1. Abrasion.....	25
3.1.1.1. Définition	25
3.1.1.2. Action de l'abrasif sur le substrat.....	26
3.1.2. Facteurs influençant le taux d'abrasion	28
3.1.2.1. Dureté de l'abrasif	28
3.1.2.2. Taille des particules d'abrasif	30
3.1.2.3. Forme des particules d'abrasif	30
3.1.2.4. Pression exercée	31
3.1.2.5. Vitesse d'abrasion	31
3.1.2.6. Lubrification.....	32
3.1.2.7. Résistance à l'impact	32
3.2. Matériels.....	32
3.2.1. Types d'abrasifs	32

3.2.1.1.	Substances naturelles	32
3.2.1.2.	Substances synthétiques	35
3.2.2.	Présentations	37
3.2.2.1.	Poudres.....	37
3.2.2.2.	Pâtes.....	37
3.2.2.3.	Pains de pâte	38
3.2.2.4.	Meules	39
3.2.2.5.	Polissoirs et autres outils.....	40
3.3.	Technique de finition et de polissage.....	41
3.3.1.	Finition.....	42
3.3.1.1.	Enlever les excès de matériaux.....	42
3.3.1.2.	Finir les contours.....	42
3.3.2.	Polissage.....	43
3.3.3.	Composites	43
3.3.4.	Résines acryliques	44
4.	Justifications des procédures de finition et de polissage.....	46
4.1.	Raisons fonctionnelles.....	46
4.1.1.	Point de contact.....	46
4.1.2.	Occlusion	47
4.1.3.	Adaptation marginale périphérique	48
4.2.	Raisons esthétiques	50
4.2.1.	Brillance	50
4.2.2.	Coloration.....	52
4.3.	Raisons biologiques	53
4.3.1.	Rétention de plaque et dégradation organique	54
4.3.1.1.	Principe.....	54
4.3.1.2.	Etudes sur l'adhésion bactérienne en fonction de la rugosité de surface	55
4.3.1.3.	Etudes sur l'état de surface de différents matériaux....	56
4.3.1.4.	Synthèse de ces études	58
4.3.2.	Cicatrisation du parodonte marginal	58
4.4.	Le confort du patient.....	60
5.	Matériels et méthodes utilisés pour l'étude.....	62
5.1.	Matériels.....	62
5.1.1.	Résines Temphase® et Fill-In®.....	62
5.1.1.1.	Résine Temphase®	62
5.1.1.2.	Résine Fill-In®	63
5.1.2.	Instruments de finition et de polissage.....	64
5.2.	Méthodes	66
5.2.1.	Préparation des échantillons expérimentaux :	66
5.2.2.	Analyse quantitative des états de surface.	67

5.2.3.	Analyse qualitative de l'état de surface.....	69
6.	Résultats	70
6.1.	Analyse quantitative	70
6.2.	Analyse qualitative.....	74
7.	Discussion	75
8.	Conclusion.....	79
9.	Bibliographie.....	81

1. Introduction

La prothèse transitoire conjointe est une étape incontournable pour l'élaboration de la prothèse définitive, qu'elle soit dento-portée ou implanto-portée. Elle doit satisfaire aux exigences cliniques suivantes:

- protéger l'organe dento-pulpaire et les biomatériaux de restauration coronaire contre les agressions physiques, mécaniques, chimiques et bactériennes,

- stabiliser la dent préparée sur l'arcade,

- assurer une fonction masticatoire fonctionnelle et permettre une réparation éventuelle des différents composants de l'appareil manducateur pendant la phase de cicatrisation et de consolidation,

- valider le choix du concept occlusal,

- permettre une hygiène bucco-dentaire optimale,

- favoriser une cicatrisation des tissus gingivaux qu'elle soit ou non associée à une chirurgie parodontale à visée curative ou esthétique,

- être solide et rétentive sur le support sur lequel elle est placée,

- être aisément et rapidement modifiable,

- être esthétique pour le patient et permettre ainsi une meilleure approche de la réalisation définitive pour le prothésiste,

- valider notre proposition thérapeutique pour le patient,

- s'intégrer dans un traitement multidisciplinaire.

La prothèse transitoire ne doit en aucun cas aggraver la situation clinique en particulier dans ses rapports avec les tissus gingivaux et doit même permettre, dans certains cas, leur cicatrisation. Deux éléments sont capitaux pour permettre le succès thérapeutique : la finition des limites cervicales et le polissage des prothèses transitoires.

Après un bref rappel sur les différents matériaux et les principes de finition et de polissage ainsi que sur les justifications de ces procédures, nous nous proposons d'étudier l'aptitude au polissage *in vitro* de deux matériaux utilisés pour la réalisation des prothèses transitoires à travers une approche expérimentale.

2. Structure et classification des résines pour prothèses provisoires conjointes

La finition et le polissage d'un matériau dépendent d'abord du matériau concerné, notamment de sa structure et de sa composition.

Le matériau utilisé pour la confection de la prothèse provisoire doit pouvoir répondre à quelques impératifs :

- facile à manipuler,
- rapide à mettre en œuvre,
- non toxique pour la pulpe et le parodonte,
- modifiable à souhait,
- stable et résistant dans le temps,
- compatible avec les différents matériaux rencontrés dans la cavité buccale,
- capable de s'intégrer esthétiquement et d'une teinte stable,
- d'un prix de revient compatible avec les conditions d'exercice actuelles.

Les résines se sont donc imposées comme matériaux de choix.

2.1. Structure et composition des résines pour prothèses provisoires conjointes

2.1.1. Structure

Les résines appartiennent aux polymères.

Ce sont des matériaux macromoléculaires constitués de chaînes dont les atomes sont liés par des liaisons covalentes. Ces chaînes (=monomères) peuvent être liées entre elles par des liaisons faibles (hydrogènes ou de Van Der Waals) ou des liaisons plus fortes (covalentes ou ioniques) [26].

Il existe 3 types de polymères [9]:

- thermoplastique (liaisons faibles) : matériau plastique, peut être ramolli par chauffage et durci par refroidissement

- thermodurcissable (liaisons fortes) : une fois polymérisé, sa forme ne peut être modifiée (par une montée de température notamment)
- élastomère : les chaînes sont faiblement réticulées entre elles

Le polymère le plus retrouvé dans les résines à provisoires est le polyméthacrylate de méthyle (abrégé PMMA, de l'anglais PolyMethyl MethAcrylate).

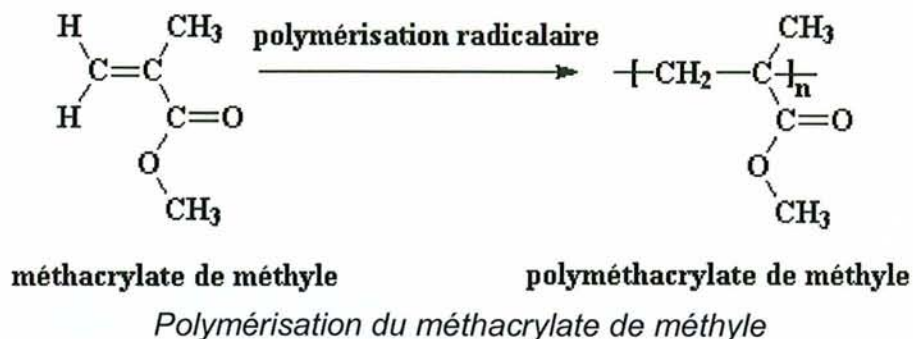
Souvent on utilise des copolymères (mélange de polymères) pour faire varier les propriétés physiques et mécaniques du matériau.

On peut également rajouter des charges à certains polymères pour former les résines composites et optimiser les propriétés mécaniques et physiques.

2.1.1.1. Le PMMA

La plupart des résines utilisées ont pour polymère de base le polyméthacrylate de méthyle et sont autopolymérisables (chémopolymérisables). (Ex : Texton de SS White, Tab 2000 de Kerr, Unifast Trad de GC...) [3].

Le monomère de base est le méthacrylate de méthyle qui est obtenu par l'estérification de l'acide méthacrylique par l'alcool méthylique.



(site internet Wikipédia : http://fr.wikipedia.org/wiki/polyméthacrylate_de_méthyle
consulté le 08.06.2007)

La température de fusion est de -48°C

La température d'ébullition est de 100,3°C

Le PMMA se présente sous forme d'une masse entremêlée de chaînes macromoléculaires pouvant atteindre 1,60m de longueur. La réticulation de polymères donne lieu à une structure annulaire (cross-linked) qui est un réseau tridimensionnel plus serré. Ce réseau permet une augmentation des propriétés (résistance mécanique, chimique, aux contraintes de température...).

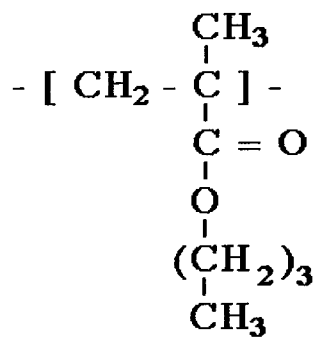
2.1.1.2. Autres polymères utilisés

Les résines copolymères résultent de la réticulation simultanée sous forme de chaînes indépendantes ou mixtes de deux ou plusieurs polymères.

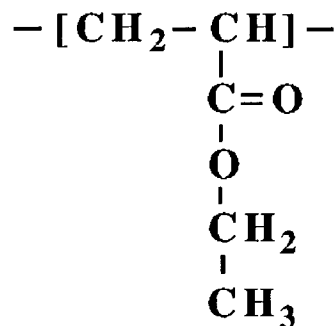
Les plus utilisés sont [26 ,31]:

- résines acryliques :
 - méthacrylate de butyle
 - acrylate d'éthyle
 - méthacrylate d'hydroxyéthyle
- résines vinyliques :
 - chlorure de vinyle
 - acétate de vinyle

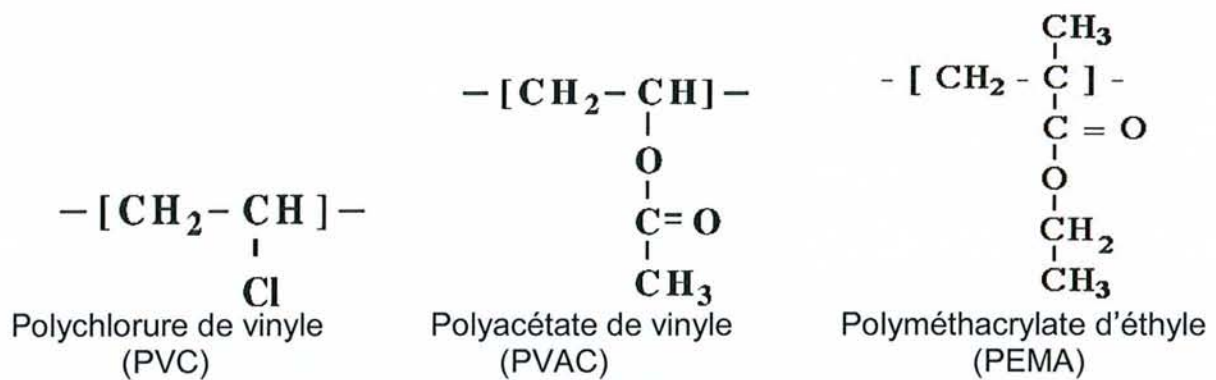
Le copolymère aura des propriétés intermédiaires entre celles des polymères de base.



Polyméthacrylate de butyle
(PBMA)



Polyacrylate d'éthyle
(PEA)



Formules chimiques de quelques polymères
(site internet : <http://polymerprocessing.com/polymers> consulté le 08.06.2007)

2.1.1.3. Polymérisation

Elle permet d'obtenir les macromolécules (= polymères) à partir des monomères.

Deux mécanismes de polymérisation existent [9]:

- par condensation : c'est l'association de deux molécules avec l'élimination d'un résidu (H₂O, Cl, CO...).
- par addition : c'est la juxtaposition successive de deux molécules sans élimination d'un tiers produit.

Dans le cas des résines, il s'agit d'une polymérisation par addition.

Théorie de la polymérisation développée par Christiansen et Semenov :
polymérisation radicalaire [26,9].

Il se produit un durcissement de la résine par formation d'un polymère résultant de l'ouverture de doubles liaisons C=C.

Pour réagir, les molécules doivent être activées par un apport d'énergie en quantité suffisante pour briser la double liaison.

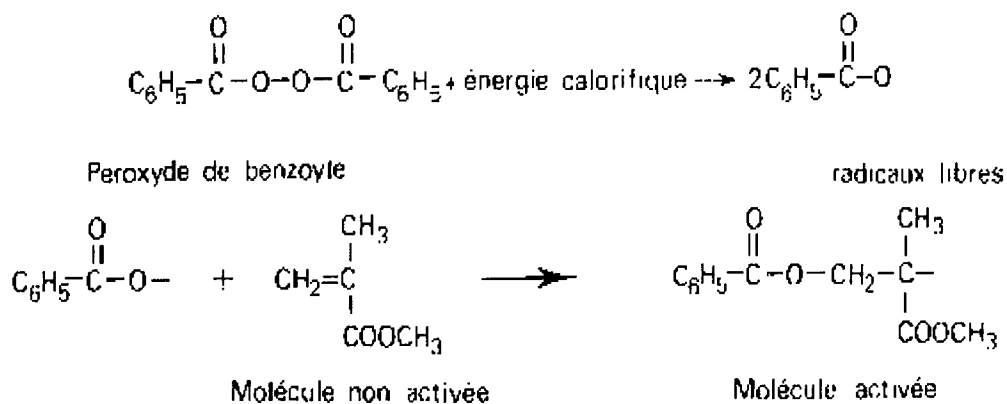
Ici, on utilise un initiateur de polymérisation qui est le plus souvent du peroxyde de benzoyle.

Les molécules de peroxyde de benzoyle sont dissociées par un apport d'énergie sous différentes formes :

- un agent physique : la chaleur, on parle de thermopolymérisation.
- un agent chimique : on parle de chimopolymérisation.
- un rayonnement ultraviolet ou lumineux : on parle de photopolymérisation.

Il se forme alors des radicaux libres très réactifs qui ouvrent les doubles liaisons C=C permettant d'obtenir des molécules de monomère activées qui constituent des centres propageurs qui ouvrent d'autres doubles liaisons et ainsi de suite.

Cette réaction entraîne une libération d'énergie (réaction exothermique) qui active encore plus la réaction.



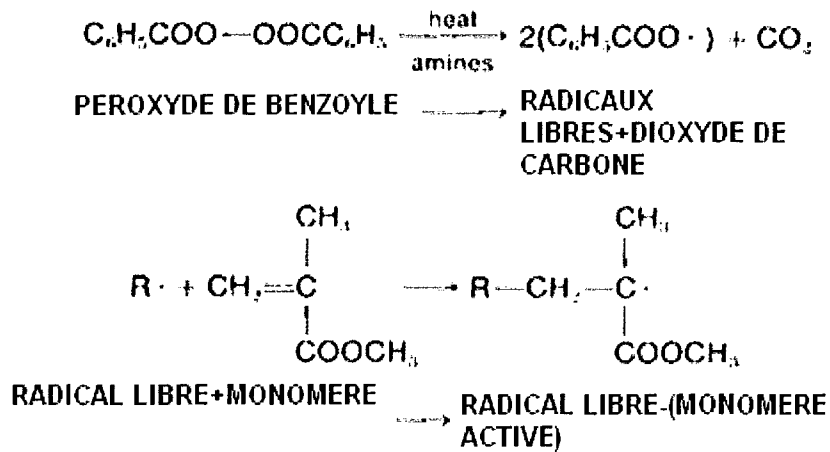
Activation de la molécule de méthacrylate de méthyle [9]

La réaction peut s'arrêter de différentes manières :

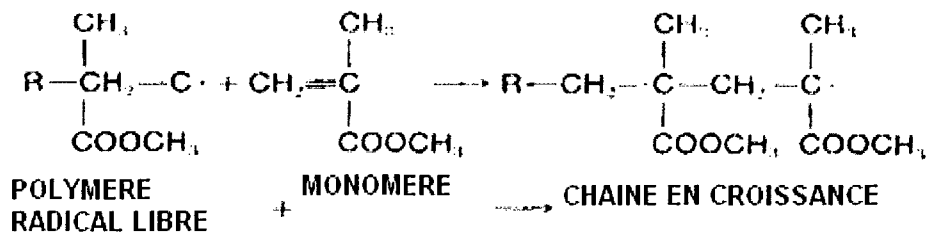
- combinaison par l'extrémité radicalaire de deux chaînes en croissance.
- fixation par l'extrémité radicalaire d'un fragment d'initiateur.
- saturation de l'extrémité radicalaire par un atome d'hydrogène (H) (on parle du phénomène de dismutation). Dans ce cas, un nouveau site radicalaire apparaît au niveau d'un radical -CH3 permettant ainsi la réticulation dans les trois plans de l'espace (=arrêt par transfert de chaîne).

Représentation schématique des différentes étapes de la polymérisation [24]

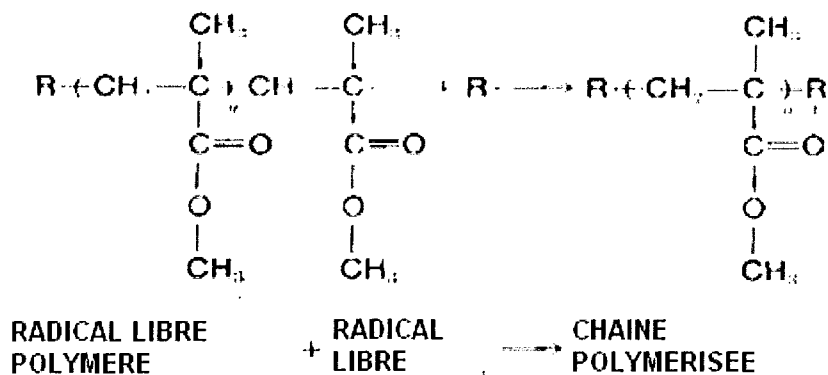
1. (initiation)



2. (propagation)



3. (terminaison)



Etude thermique de la réaction [9]:

- stade 1 ou initiation : il y a apparition de radicaux libres et de centres initiaux dès que la température est supérieure à 60°C.

Cette phase nécessite un apport d'énergie (endothermique). La vitesse de formation est fonction de la température.

- stade 2 ou propagation : la réaction est exothermique et la température attend rapidement 70°C.

Il y a une réaction en chaîne produite par un nombre important de radicaux libres et de centres initiaux. Cela entraîne une augmentation de la température importante et rapide jusqu'à atteindre un pic thermique.

C'est à ce stade qu'il faut veiller à ce que le pic de température n'excède pas 100,3 °C par une cuisson trop rapide. En effet, à cette température il peut y avoir une évaporation du monomère (=température d'ébullition du MMA) qui a pour résultat l'obtention d'une résine poreuse.

- stade 3 ou terminaison : il y a refroidissement de la résine.

Exemples de résines à provisoire :

Polyméthacrylate de méthyle : Tab 2000 de Kerr, Unifast SC de GC...

Polyméthacrylate d'éthyle : Snap 69

Polyméthacrylate de N-butyle : Trim de Bosworth

Polyméthacrylate d'isobutyle : Dentalon Plus de Heraeus Kulz

2.1.1.4. Composites

Plus tard, sont apparues des résines chargées : les résines composites.

Chimiquement, elles sont composés d'une matrice organique chargée de charges minérales silanisées (un liant permet la cohésion entre les deux phases) [9,11].

Matrice organique :

Il s'agit de polyméthacrylates complexes :

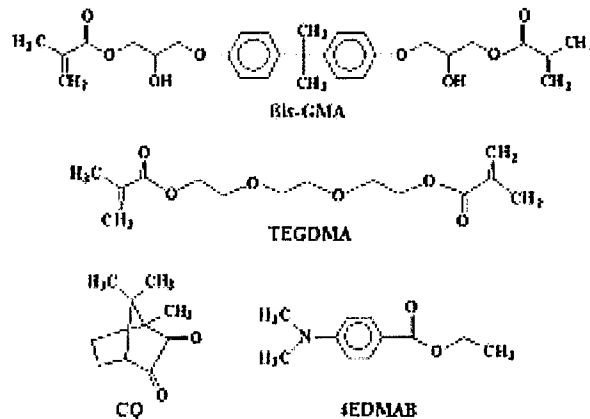
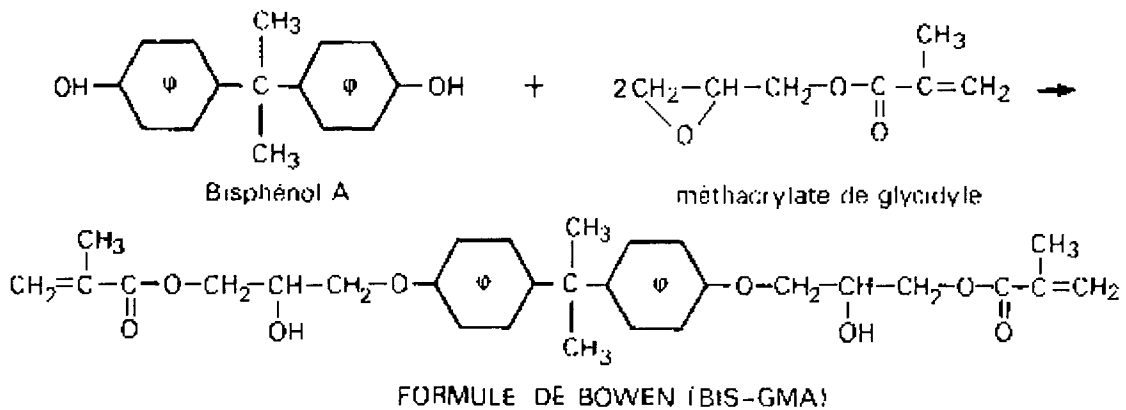
- résines acryliques et méthacryliques et dérivés (diméthacrylate d'uréthane=UDMA, TEDGMA)
- dérivés du bisphénol A (résine de Bowen ou BisGMA et bases époxy)
- polyuréthanes

On utilise souvent des copolymères.

Le mécanisme de prise est fondamentalement le même que pour les résines.

Autre classification retrouvée :

- aromatiques diméthacrylates ou BisGMA (résine de Bowen)
- aromatiques base époxy
- polyméthacrylates de Masuhara et Fischer



Charges :

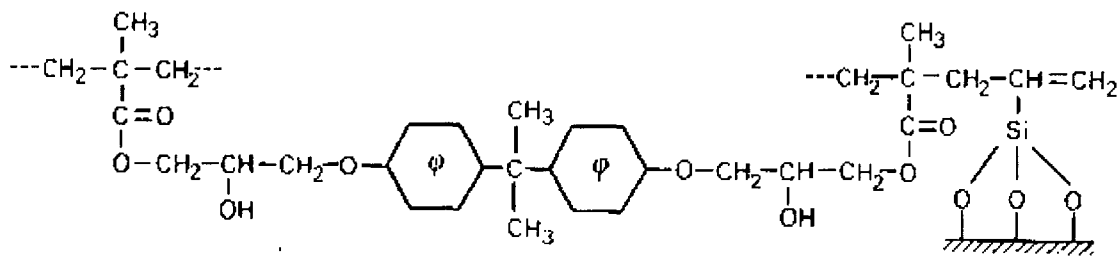
Elles permettent une amélioration des propriétés mécaniques et physiques

Il s'agit de :

- particules à base de Silice (SiO₂) : quartz, silicate d'Aluminium, silice fondue...
- particules à base de verre ou de céramique : verre borosilicaté, verre baryté, ...
- métaux lourds radio-opaques : strontium, zinc...

La liaison entre les charges et la matrice organique est possible grâce à l'ensimage (traitement de surface industriel).

Différentes molécules (organo-silanes, aryloxy-silanes ou halogène-silanes) sont utilisées : elles sont caractérisées par l'existence de deux groupements terminaux différents qui assurent la liaison d'une part avec les charges minérales et d'autre part avec la matrice organique lors de la procédure de polymérisation.



Ensimage ou silanisation des charges minérales [9]

Granularité :

- 10 à 30 μm (conventionnel)
- 0,1 à 0,04 μm (microchargé)
- les deux (hybrides)

Les charges représentent de 70 à 80% du poids du composite.

Les composites de restaurations prothétiques ne diffèrent pas des composites habituels (macrochargés, microchagés ou hybrides). Ils sont thermo, chémo ou photodurcissables.

Polymérisation :

Le processus est différent selon la composition des matériaux.

- Les composites chémo-polymérisables : ils se présentent sous forme de deux pâtes à mélanger en quantités égales.

La polymérisation se fait à l'aide d'un couple initiateur/activateur (peroxyde de benzoyle/amine tertiaire ou dérivés sulfoniques).

- Les composites photopolymérisables : l'induction se fait de deux manières possibles :
 - soit par un activateur spécifique comme l'éther méthylique de la benzoïne qui est lui-même activé par les rayons ultraviolets (longueur d'onde : 350nm). Ces rayons entraînent la rupture de la molécule et la création de radicaux libres.
 - Soit par le système dicétone-amine activé par la lumière halogène (longueur d'onde : 450nm, bleue). Elle entraîne la combinaison de la dicétone (camphroquinone par exemple) avec l'amine tertiaire (méthacrylate de diméthylamine). Le complexe formé se fractionne en deux radicaux libres qui initient la réaction.

- Les composites duals : ils sont à la fois chémo et photopolymérisables.

Exemples de composites pour provisoires :

- au fauteuil : Integrity (Dentsply/Caulk), Protemp Garant (ESPE), Provopont DC (Ivoclar North America),
- au laboratoire: Artglass (Heraeus), Sculpture (Jeneric/Pentron), Sinfony (ESPE), Targis (Ivoclar).

2.1.1.5. Comparaison des propriétés des matériaux pour prothèses provisoires conjointes

Comparaison résines acryliques/résines composites [11 ,15] :

	Résines acryliques	Résines composites
avantages	<ul style="list-style-type: none"> -esthétique : plusieurs nuances -étape pâteuse permettant une manipulation facile -flexibles donc moins cassantes -coût moins élevé 	<ul style="list-style-type: none"> -plus faible augmentation de température lors de la prise -moins de rétraction de prise -plus grande résistance à la flexion -meilleure résistance à l'usure -excellente biocompatibilité tissulaire
inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> -forte élévation de température lors de la prise (moins pour le polyméthacrylate d'éthyle) -forte rétraction de prise -goût et odeur désagréables -polymérisation incomplète entraînant la libération de monomère résiduel toxique pour pulpe et les tissus parodontaux -faible résistance mécanique -la stabilité de teinte diminue avec le temps 	<ul style="list-style-type: none"> -plus dure, plus fragile, plus cassante -coût plus élevé -pas de rebasage possible

Comparaison des propriétés des résines acryliques pour les provisoires (d'après Braden [7] et Combe [10]) :

Propriété/matériaux	PMMA/MMA	Epimine	PEMA/n-BMA	PEMA/iso-BMA
Propriétés biologiques	Monomère irritant pour la pulpe et les tissus parodontaux	Allergie et hypersensibilité parfois	Monomère moins irritant que le MMA	Monomère moins irritant que le MMA
Contraction à la polymérisation (%)	1.9	0.4	1.95	2.0
Résistance à la flexion (MPa)				
24 heures	60	76	104	58
1 mois	43	65	107	49
Energie d'impact MJ/m²				
24 heures	0.46	0.28	0.58	-
Module d'élasticité (GPa)				
24 heures	2.3	1.9	1.1	1.2
1 mois	2.0	1.5	0.9	0.9
Augmentation de la température lors de la polymérisation (°C)	46	20	20	20

Les grandes tendances de ces études sont les suivantes :

- les performances mécaniques ont tendance à se dégrader avec le temps
- la résine épimine a la plus faible contraction de polymérisation (molécules de base de taille plus grande)
- la résine épimine résiste moins bien aux chocs (énergie d'impact plus faible)
- le système PMMA/MMA est le plus irritant pour les tissus vivants et dégage plus de chaleur lors de la polymérisation
- le système PMMA/n-BMA semble bien offrir le meilleur compromis entre les propriétés mécaniques et biologiques : peu irritant, résistance élevée en flexion, forte résistance aux chocs, faible élévation de température lors de la polymérisation.

2.1.2. Composition

Deux types de présentations sont retrouvés :

- poudre+liquide
- pâte+pâte

2.1.2.1. Poudre/liquide

Liquide [26]:

Il contient :

- Les monomères (ex : MMA)
- L'inhibiteur de polymérisation (hydroquinone, pyrogallol) : pour éviter la polymérisation prématurée et augmenter la durée de vie du produit. 1% maxi (50 ppm environ).
- L'agent de réticulation (cross-linking agent): il s'agit du diméthacrylate d'éthylène glycol qui possède deux liaisons polymérisables et du divinyle benzène. Ils permettent le renforcement de la structure tridimensionnelle du matériau (réduction du fendillement final...). 5 à 15% environ.
- L'activateur pour les résines autopolymérisables: ce sont des amines aromatiques tertiaires (diméthyl-paratoluidine, lauryl mercaptan).

Ce liquide est :

- très inflammable,
- de faible viscosité,
- très volatil,
- irritant pour la peau,
- allergisant.

Poudre [26]:

Les principaux composants sont les suivants :

- des particules sphériques de polymère (ex : PMMA +/- acrylate d'éthyle) : 50 à 250 μ m,
- un initiateur de polymérisation (=radicaux libres) : peroxyde de benzoyle ou tri-N-butyl-borane. (1%),
- des pigments aux propriétés colorantes : sulfures ou oxydes métalliques (exemple : dioxyde de titane-TiO₂-, rouge de cadmium),
- un agent plastifiant (ex : dibutyl-phtalate) : il permet la dissolution du polymère dans le monomère et diminue le temps de ramolissement,
- des agents opacifiants (exemples : dioxyde de titane-TiO₂-ou oxyde de zinc-ZnO)
- des traces de talc et de gélatine.

Formation de la pâte [24]:

- stade « sablonneux » ou granuleux : le monomère mouille la périphérie des particules sphériques de polymères.
- stade « mousseux » ou filamenteux : les couches externes des particules sphériques se dissolvent et deviennent très plastiques.
- stade pâteux : les particules sphériques se joignent en formant des chaînes de polymères. C'est à ce stade que l'on réalise le moulage. L'acrylique vendu sous forme de pâte en est à ce stade.
- stade élastique : le monomère a pénétré complètement les particules sphériques, la pâte commence à développer des propriétés élastiques car les sphères s'unissent véritablement les unes aux autres.

2.1.2.2. Pâte /Pâte

On retrouve cette présentation pour les composites [24].

Il s'agit de deux pâtes mélangées en quantités égales pour initier la polymérisation.

Une seringue contient l'initiateur (=peroxyde de benzoyle), l'autre contient l'accélérateur (=amine tertiaire).

Les deux pâtes sont mélangées manuellement pendant 20 à 30 secondes à l'aide d'une spatule en plastique.

Le temps de travail est de 1 min30 et le temps de prise de 4 à 5 min.

La prise est souvent duale.

Il existe également une présentation sous forme d'une pâte dans une seringue ; une compule opaque. L'activation est alors assurée par la lumière (=photopolymérisation).

2.2. Classification

2.2.1. Par leur structure et leur chimie

2.2.1.1. Résines acryliques et dérivés

[26, 9]

Présentation : poudre/liquide le plus souvent

Composition : polymères organiques (PMMA et autres)

Utilisation : clinique ou laboratoire, thermo ou chémo-polymérisable

Solubilité dans l'eau : 0,23 mg/cm² après 2 semaines

Absorption d'eau : 2 mg/cm² après 2 semaines

Propriétés mécaniques :

- dureté Knoop : 18 à 20 MPa
- résistance à la traction : 60 MPa
- résistance à la compression : 75 MPa
- résistance à l'abrasion : faible (2 à 3 sur l'échelle de Moh's)
- module d'élasticité : 2,4 GPa

Propriétés optiques : elles sont adaptées à l'environnement avec

- un indice de réfraction égal à 1,49 (dentine : 1,50 ; email : 1,60),
- une transparence : excellente dans le visible ; se prolonge dans l'ultraviolet jusqu'à 250nm.

Chimiquement stable : pas d'attaque par les fluides buccaux, très bonne stabilité en bouche

Possibilités de coloration illimitées

Stabilité de la coloration : jaunissement possible mais évolution défavorable dans le temps due à de faibles propriétés physiques : jaunissement, apparition de fissures et de craquelures.

L'utilisation de copolymères améliore ces propriétés.

2.2.1.2. Résines type diacrylate

[26, 9]

Présentation : sous forme de pâte le plus souvent (pots, tubes, capsules, seringues)

Composition : polyméthacrylates complexes et charges

Utilisation : clinique ou laboratoire, chémo/photopolymérisable ou dual en clinique, thermopolymérisable au laboratoire

Solubilité dans l'eau : 0,01 à 2,2 mg/cm² après 2 semaines

Absorption d'eau : 0,2 à 2 mg/cm² après 2 semaines

Propriétés mécaniques : supérieures aux résines ordinaires, elles varient selon le type de charges

- dureté : 20 à 80 kg/mm²
- résistance à la traction : 30 à 70 MPa selon les charges
- résistance à la compression : 200 à 400 MPa
- résistance à l'abrasion : 5 à 7 sur l'échelle de Mohs
- module d'élasticité : 4 à 24 GPa

Propriétés optiques : elles sont très bonnes avec

- un indice de réfraction égal à 1,49,
- une translucidité excellente.

Chimiquement stables

Stabilité de la coloration : léger jaunissement

Très faible élévation de température (presque nulle), toxicité envers les tissus mous et la pulpe minime.

Cependant le rebasage de ces spécialités est plus délicat à réaliser.

2.2.1.3. Autres

[22]

- résines à base de polyéthers :

Elles sont caractérisées par la présence d'une fonction épimine en position terminale.

Utilisées pendant une décennie, elles ont été abandonnées en raison de multiples cas de réactions allergiques aiguës lors de la mise en place.

- résines à base de polyuréthane :

Elles sont obtenues par polymérisation à la lumière visible d'un monomère couramment utilisé pour des résines composites à activation lumineuse : l'uréthane diméthacrylate (UDMA).

Il s'agit d'une molécule de poids moléculaire élevé caractérisée par une contraction de polymérisation plus faible que celle du méthacrylate de méthyle et contenant la fonction uréthane caractéristique $-NH-CO-$ ainsi que deux radicaux méthacrylate à son extrémité qui permettront l'allongement de la chaîne.

L'avantage de ce genre de produit réside dans l'absence de monomère MMA, source de la plupart des irritations observées en clinique.

L'un des produits disponibles se présente sous forme d'une pâte utilisable directement, sans mélange préalable.

La polymérisation proprement dite est réalisée dans une chambre à lumière, sous un flux lumineux intense fourni par une lampe à halogène.

- Coiffes préformées en polycarbonate

2.2.2. Par leur utilisation clinique

2.2.2.1. Procédure directe

[18, 3, 22, 15]

La prothèse provisoire est élaborée directement dans la cavité buccale, sur la préparation.

Facile et rapide à réaliser, c'est la procédure qui est utilisée dans la plupart des situations cliniques.

Exemples de techniques : l'isomoulage, « la block technique », les préformes rebasées ou les facettes.

Types de matériaux utilisés [22]:

- type 1 : résines autopolymérisantes
 - a : résines acryliques et dérivés
 - b : résines de type diacrylate analogues à celles des composites
 - c : polyéthers : ne sont plus utilisées pour cause d'allergies

- type 3 : coiffes préformées
 - a : résines (polycarbonates)
 - b : métal

Exemple de procédure directe : cires de diagnostic et isomoulage

La technique est peu onéreuse et très fiable.

Les étapes cliniques sont les suivantes :

- empreintes et coulée des modèles,
- réalisation d'un wax up,
- réalisation d'une clé en silicone,
- préparation corono-périphérique des dents
- réalisation de la prothèse :
 - la résine est préparée et coulée dans la clé en silicone au niveau des dents préparées et des intermédiaires pour les bridges,
 - la clé est positionnée sur les préparations.
La position est maintenue puis des insertion/désinsertions sont réalisées en attendant la polymérisation complète,
 - la désinsertion s'effectue lorsque la polymérisation est complète,
 - les limites cervicales sont marquées avec une mine de crayon très fine et la pièce prothétique est dégrossie à l'aide de fraises à dégrossir et de

disques rigides de forte granulométrie montés sur pièce à main. La prothèse est ajustée.

Si la limite cervicale est imprécise, une rectification est réalisée par le dépôt d'un film de résine liquide et repositionnement sur les préparations,

- les embrasures sont finies pour respecter les papilles et permettre le passage des brossettes interdentaires sous le point de contact,
 - l'occlusion est contrôlée et ajustée à l'aide d'un papier à articuler.
- Les procédures de finition et de polissage complètent la réalisation de ces éléments.

2.2.2.2. Procédure indirecte (=laboratoire)

[18, 3, 22, 15]

Une empreinte puis un modèle en plâtre de la préparation sont réalisés et la prothèse provisoire est réalisée en dehors de la cavité buccale au laboratoire de prothèse.

Elle est souvent utilisée pour des raisons esthétiques, pour les prothèses de plus longue durée ou pour une réhabilitation prothétique plurale étendue.

Types de matériaux utilisés [22]:

- type 2 : résines thermo et/ou photopolymérisables
 - a : résines acryliques
 - b : polyuréthanes
 - c : polycarbonates

Comparaison des propriétés mécaniques des résines acryliques et des résines polyuréthanes à activation lumineuse (VLC UDMA) (d'après Al-Mulla [1]):

Matériau x /propriétés	Module d'élasticité (GPa)	Résistance flexion (MPa)	Dureté (microns)	Absorption d'eau (%)	Energie d'impact (Kj/m²)	contraction polymérisation (%)	Intensité contrainte (Kic)	Fatigue (millions cycles)
PMMA auto.	2.22	60.9	29.3	2.12	0.89	0.22	1.04	-
PMMA à chaud	2.38	70.8	28.2	2.14	1.33	0.16	1.30	400
VLC UDMA	2.71	57.8	24.6	2.73	0.46	0.46	1.28	3

Il apparaît d'après ce tableau que :

- les résines acryliques polymérisant à froid (PMMA autopolymérisant) ont des propriétés globalement inférieures à celles des résines polymérisant à chaud (PMMA à chaud),
- les résines polymérisant à la lumière visible (VLC UDMA) présentent une plus faible résistance à la flexion, la plus forte absorption d'eau, la plus grande contraction de polymérisation et la plus faible résistance aux chocs
- la résistance à la fatigue, exprimée par le nombre de cycles de flexion avant la rupture sous une charge donnée, apparaît comme nettement défavorable pour la résine VLC UDMA (3 millions de cycles) par rapport à une résine PMMA à chaud (400 millions de cycles)

Avantages de la procédure indirecte par rapport à la procédure directe:

- la précision : avec les procédures directes, la prothèse doit être retirée avant la polymérisation complète pour favoriser le passage des contre-dépouilles. Or la polymérisation en dehors de la cavité buccale entraîne une déformation d'environ 8% de la prothèse, ce qui réduit la précision.

Les observations réalisées par Crispin et coll. sur l'adaptation des bords des provisoires a montré que la précision d'adaptation des bords des provisoires en PMMA pouvait être améliorée de près de 70% par l'utilisation d'une technique indirecte.

- la protection pulpaire (surtout avec les PMMA) : la polymérisation sur la dentine fraîchement préparée entraîne une irritation de la pulpe par l'élévation de température qui survient lors de la prise de la résine ainsi que par une agression chimique par le monomère libre.
- la délégation du travail.
- une meilleure résistance mécanique de la prothèse par différents moyens :
 - polymérisation thermique et sous pression
 - polymérisation lumineuse
 - adjonction de fibres de renforcement telles que les fibres de carbone ou de Kevlar (plus favorables esthétiquement).
- un meilleur aspect esthétique : plus grand choix de matériaux et maquillage possibles, surface plus dense et plus brillante.
- un temps passé au fauteuil moins important.

Inconvénients :

Le principal inconvénient est le coût plus élevé.

Quelle que soit la technique utilisée, il sera toujours nécessaire de réaliser un rebasage, un dégrossissage, un réglage de l'occlusion et donc une finition et un polissage au fauteuil.

3. Principe et matériels de finition et de polissage

Pour comprendre comment nous en arrivons à une forme et un état de surface satisfaisant pour nos provisoires, il faut d'abord comprendre le principe de finition et de polissage de manière générale.

3.1. Principe

La procédure de finition :

Elle a pour but d'obtenir une forme répondant à des objectifs anatomiques et fonctionnels.

La finition crée une surface fonctionnelle mais rugueuse non compatible avec l'environnement buccal.

En ce qui concerne les résines pour les dents provisoires, cette procédure consiste à éliminer les excès de matériaux afin d'ajuster les limites cervicales, le point de contact, l'occlusion.

La procédure de polissage :

Elle a pour but de transformer une surface rugueuse en une surface polie compatible avec l'environnement buccal en répondant à des impératifs esthétiques et biologiques, sans modifier la forme obtenue lors de la phase de finition.

Les étapes de finition et de polissage répondent à des objectifs différents.

Elles nécessitent donc l'utilisation d'instruments différents :

- pour la phase de finition, les instruments doivent être caractérisés par un pouvoir abrasif élevé,
- pour la phase de polissage, le pouvoir abrasif des instruments doit être le plus faible possible.

Ces 2 étapes font donc appel à un même principe : l'abrasion.

3.1.1. Abrasion

3.1.1.1. Définition

Le terme vient du latin « *abradere* » qui signifie « racler ».

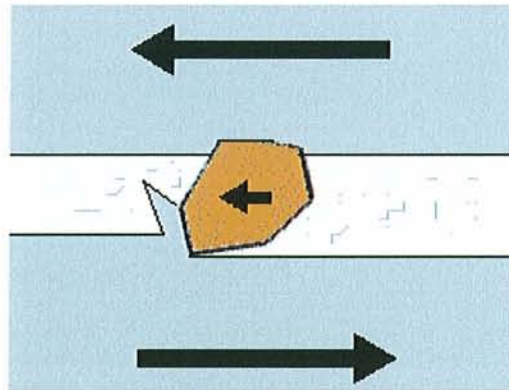
C'est le principe de base [24].

Il signifie l'usure de la surface d'une substance par une autre substance par frottement, creusement, ciselage, ou par d'autres moyens mécaniques.

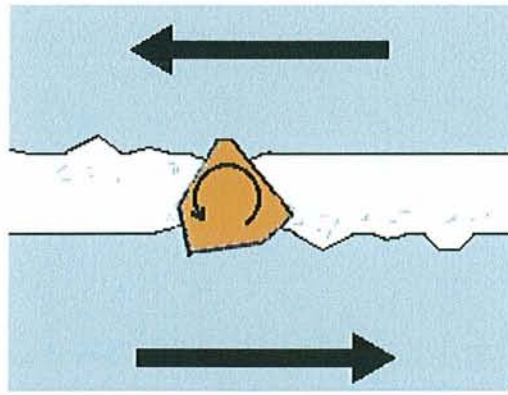
La substance qui cause l'usure est appelée l'abrasif et celle qui subit l'usure est appelée le substrat.

On peut diviser l'abrasion en deux grands principes selon la présentation de l'abrasif [2]:

- le « two-body wear » : les particules abrasives sont fermement liées à la surface de l'instrument abrasif et aucune autre particule abrasive n'est utilisée (ex : fraise diamantée).



- le « three-body wear » : les particules abrasives sont libres de se déplacer et de tourner entre deux surfaces (ex : les abrasifs non liés comme les pâtes de polissage ou prophylactiques : ces particules sont placées sur une cupule caoutchouc qui tourne contre la dent ou le matériau).



Ces deux principes ne s'excluent pas mutuellement.

En effet, les particules de diamant peuvent se détacher de la fraise et produire un effet « three-body wear ».

De même, des particules abrasives de la pâte abrasive peuvent être piégées à la surface d'une cupule caoutchouc et produire un effet « two-body wear ».

L'utilisation d'un lubrifiant peut limiter le passage d'un principe à l'autre.

3.1.1.2. Action de l'abrasif sur le substrat

Pour qu'il y ait une efficacité d'action, il faut que l'abrasif ait une dureté supérieure à celle du substrat.

L'abrasif provoque un flux plastique de la couche superficielle du substrat entraînant l'élimination des excès de matériau (=finition), modifiant la structure de sa surface et en améliorant l'état macro- et microscopique (=polissage) [9].

Concrètement, les particules du substrat sont enlevées par l'action d'un matériau plus dur qui vient en contact frictionnel avec le substrat.

Le contact doit produire suffisamment de forces de cisaillement et de forces plastiques pour casser les liaisons inter-atomiques et/ou intermoléculaires pour libérer les particules du substrat.

On peut distinguer deux types d'actions possibles de l'abrasif sur le substrat [2]:

- l'abrasion par coupe :

Elle existe lorsqu'on utilise des instruments avec des lames.

Le substrat est clivé en larges segments séparés (copeaux) et se retrouve avec de profondes entailles et des creux.

Exemple : les fraises en carbure de tungstène ont de nombreuses lames arrangées régulièrement qui déplacent des petits copeaux du substrat quand la fraise tourne à grande vitesse créant un dessin de coupe unidirectionnel.

Plus il y aura de lames, moins le dessin de coupe sera visible et plus l'état de surface sera lisse

- l'abrasion par meulage :

Elle existe lorsqu'on utilise des instruments recouverts de particules abrasives disposées au hasard.

Chaque particule possède plusieurs pointes coupantes qui parcourent la surface du substrat entraînant un déplacement de petites particules du matériau.

Exemple : les fraises diamantées contiennent de nombreuses particules diamantées coupantes qui abrasent le matériau. Les particules étant disposées au hasard, elles créent un nombre très élevé de rayures unidirectionnelles et parallèles entre elles à la surface du matériau.

Selon le nombre de lames ou la taille des particules diamantées, l'effet sur la surface sera différent : une fraise en carbure de tungstène à 16 lames produit un aspect plus lisse qu'une fraise à 8 lames mais la dernière déplace du matériau plus rapidement. De même, la fraise diamantée la plus grossière enlève du matériau plus rapidement mais laisse une surface plus rugueuse.

3.1.2. Facteurs influençant le taux d'abrasion

[13, 18, 24]

3.1.2.1. Dureté de l'abrasif

La dureté mesure la capacité d'un matériau à résister à l'indentation (= dureté Brinelle et Knoop) ou à la rayure (=dureté Mohs).

Le meulage le plus efficace qui soit se produit lorsqu'il y a une grande différence de dureté entre le substrat et l'abrasif.

L'utilisation de l'échelle de Mohs est la plus appropriée pour l'abrasion car cette dernière se fait surtout par rayage.

C'est l'échelle proposée en 1822 par le minéralogiste autrichien Friedrich Mohs.

Il proposait pour les minéraux une échelle de dureté allant de 1 pour le talc à 10 pour le diamant.

C'est une échelle relative et qualitative basée sur le fait qu'un minéral correspondant à un certain degré raye les minéraux situés plus bas sur l'échelle, et peut être rayé par les minéraux d'un degré supérieur.

Pour la résine acrylique, la dureté Mohs est comprise entre 2 et 3.

Pour le composite, elle est comprise entre 5 et 7.

Classification relative de matériaux selon leur dureté sur l'échelle de Mohs [13]

MATERIAU	DURETE MOHS
Diamant	10
Carbure de bore	9-10
Carbure de silicium	9-10
Emeri	9-10
Carbure de tungstène	9
Oxyde d'aluminium	9
Silicate de zirconium	7-7.5
Os de seiche	7
Sable, quartz	7
Oxyde d'étain	6-7
Céramique	6-7
Grenat	6.5-7
Tripoli	6-7
Ponce	6
Composite	5-7
Email	5-6
Verre	5-6
Chrome	5-6
Rouge	5-6
Amalgame	4-5
Alliages d'or	3-4
Dentine	3-4
Craie	3
Gypse	2
Acrylique	2-3
Talc	1

Dans la pratique clinique :

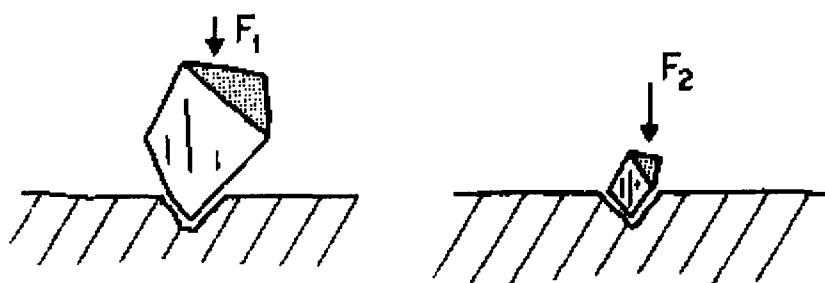
- en ce qui concerne la résine acrylique : elle se polit facilement mais il faut alors éviter de modifier les contours de la prothèse pendant le polissage,
- en ce qui concerne les résines composites : elles présentent un problème lié à la dualité de leur composition. En effet, elles sont composées d'une matrice, caractérisée par une dureté faible, et des charges minérales dont la dureté est élevée. Afin d'éviter au polissage de produire une surface en relief, il faut utiliser un abrasif nettement plus dur que la résine et la charge pour que les matériaux s'usent le plus uniformément possible.

3.1.2.2. Taille des particules d'abrasif

Par convention, les particules sont classées en :

- particules fines (« fine »): 0 à 10 μ m
- particules moyennes (« medium »): 10 à 100 μ m
- particules grosses (« coarse »): 100 à 500 μ m

Les grosses particules usent une surface plus rapidement que les particules plus petites et laissent sur la surface usée des rayures plus larges et plus profondes.



Influence de la taille des particules [24]

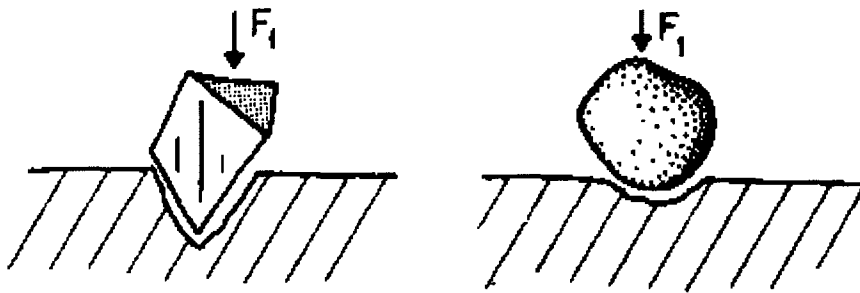
En dentisterie, différentes tailles de particules sont utilisées selon le taux d'abrasion désiré ou le stade de polissage (voir 3.3. technique de polissage et de finition).

3.1.2.3. Forme des particules d'abrasif

Les particules de formes irrégulières et pointues usent une surface plus rapidement que les particules plus arrondies et à angles émoussés ou que les particules cubiques (du fait de la présence de surfaces planes).

De plus, le premier type de particules produit des rayures plus profondes que les particules arrondies.

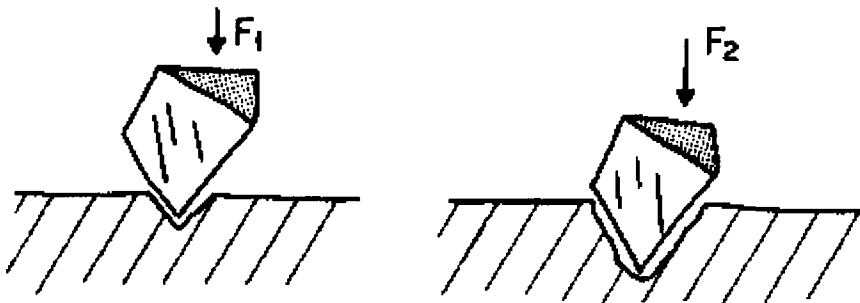
De ce fait, à l'usage, le degré d'abrasion d'un abrasif diminue en raison de l'arrondissement des particules d'une part et de la contamination de l'abrasif par des morceaux de substrat d'autre part.



Influence de la forme des particules [24]

3.1.2.4. Pression exercée

Plus la pression appliquée est grande, plus les rayures seront profondes et larges dans le substrat et plus l'abrasif s'usera rapidement.



Influence de la pression exercée [24]

Une trop grande pression produit également une augmentation de température du substrat entraînant des changements physiques de ce dernier.

3.1.2.5. Vitesse d'abrasion

Plus la vitesse du mouvement de l'abrasif sur la surface exposée est grande, plus la vitesse d'usure sera grande (fréquence de contact avec la surface plus grande par unité de temps).

De plus, la grande friction exercée par l'abrasif à haute vitesse tend à générer une augmentation de chaleur.

3.1.2.6. Lubrification

Pendant l'abrasion, l'utilisation d'un lubrifiant (eau, glycérine silicone) augmente l'efficacité d'abrasion pour deux raisons :

- il diminue l'élévation de température
- il élimine les débris qui pourraient encrasser l'instrument abrasif et facilite le mouvement de coupe.

Un excès de lubrifiant peut toutefois diminuer la vitesse d'abrasion en s'interposant entre l'abrasif et le substrat et en retardant ainsi l'usure du substrat.

3.1.2.7. Résistance à l'impact

L'abrasif doit se fracturer avant de s'émousser pour qu'il y ait toujours une crête coupante.

3.2. Matériels

3.2.1. Types d'abrasifs

[11, 13]

Chimiquement, ce sont des substances naturelles ou artificielles, carbonées, alumineuses ou siliceuses (abrasifs durs généralement) ainsi que des sels de métaux alcalins ou alcalino-terreux (abrasifs tendres).

3.2.1.1. Substances naturelles

Diamant naturel:

Il est composé de carbone, il est transparent et incolore.

C'est la substance la plus dure (dureté Mohs=10), ce qui en fait l'abrasif le plus efficace et qui présente l'usure la plus faible.

Les particules de diamant de différentes tailles, naturelles et synthétiques, peuvent être liées au métal et utilisées sous forme de fraises ou mélangées avec de la glycérine et de l'eau pour produire de la pâte à polir.

Il est surtout utilisé pour la taille des dents et la finition des composites ou pour la céramique.

Emeri :

Il est composé principalement d'une forme naturelle d'oxyde d'aluminium et souvent appelé Corindon. Il a l'aspect du sable.

Il a une dureté Mohs supérieure à 9.

Les particules de différentes tailles sont liées à des bandes (strips) papier ou à des disques pour faire des instruments de finition.

Il peut être utilisé pour finir les alliages métalliques ou les résines acryliques.

Silicate de zirconium:

C'est un minéral naturel de couleur blanc cassé dont la formule chimique est $ZrSiO_4$.

Il a une dureté Mohs de 7 à 7,5 : c'est donc un abrasif inférieur au diamant, aux carbures et à l'oxyde d'aluminium en terme d'efficacité sur des substances dures.

Il est utilisé dans des disques et des strips ainsi que dans des pâtes prophylactiques.

Os de seiche:

Il s'agit de fines particules de quartz dont la formule chimique est SiO_2 .

Il est utilisé dans des disques papier sous forme de grains gros, moyens ou fins. Le disque qui est beige était utilisé sur pièce à main pour la finition des alliages or, des résines acryliques et des composites.

Il n'est plus utilisé comme abrasif.

Sable:

C'est une forme de quartz.

Il a une dureté Mohs de 7.

Il est utilisé lié à des disques papier ou plastique beiges en grains gros, moyens et fins. Il faut éviter de les utiliser alternativement avec des disques de cuttle car même

si c'est aussi du quartz (même dureté), la taille des particules (grosses, moyennes et fines) est différente pour les 2 abrasifs.

Il est utilisé pour meuler les alliages métalliques et les résines acryliques.

Grenat :

C'est un minéral composé d'oxydes (de silicium, de fer et d'aluminium, de formule chimique : $Al_2O_3-3FeO-3SiO_2$). Sa couleur est rouge foncé.

Il a dureté de Mohs proche de celui de l'oxyde d'étain, comprise entre 6,5 et 7,5.

Il est utilisé sous forme de disque comme l'oxyde d'aluminium à grains très gros, gros, moyens, fins et extra-fins.

Il est utilisé principalement pour le polissage des résines acryliques en prothèse amovible mais il peut également être utilisé pour les composites ou les alliages métalliques.

Tripoli :

Il s'agit de roches poreuses trouvées en Afrique du Nord dont le principal composant est le dioxyde de silicium. Il peut être blanc, gris, rose, rouge ou jaune (le gris et le rouge sont les plus fréquemment utilisés en dentisterie).

Il a une dureté de Mohs comprise entre 6 et 7 (moins abrasif que le quartz et légèrement moins que le cuttle).

Il est utilisé pour les alliages d'or. On le trouve sous la forme de barre appliquée sur une meulette montée sur une pièce à main ou sur une tour à polir. (À ne pas confondre avec le Kieselguhr).

Ponce:

C'est un verre naturel riche en silice (SiO_2) et produit par les volcans.

Elle a une dureté de Mohs de 6.

Elle est utilisée par exemple pour enlever les peaux sèches (pierre ponce).

En dentisterie, elle est principalement utilisée pour polir les résines acryliques, l'émail, les feuilles d'or et l'amalgame. Elle est également ajoutée aux pâtes prophylactiques pour polir les dents.

Craie ou calcite :

C'est du carbonate de calcium ($CaCO_3$).

Elle a une dureté de Mohs très faible de 3 et est donc moyennement abrasive. Elle est retrouvée dans les pâtes prophylactiques et anciennement dans les dentifrices.

Kieselguhr :

Ce sont des restes siliceux de minuscules plantes aquatiques (diatomées). Il est également connu sous le nom de terres diatomées (pour les formes les plus grossières).

C'est un excellent abrasif doux, cependant, l'exposition chronique aux particules en suspension entraîne un risque de silicose respiratoire, il nécessite donc une prise de précautions lors de son utilisation.

3.2.1.2. Substances synthétiques

Diamant synthétique :

Les avantages qu'il présente par rapport au diamant naturel sont un contrôle de la taille et de la forme des particules ainsi qu'un coût plus faible.

Carbures:

Il y a le carbure de silicium (SiC) ou carborundum, le carbure de bore (B₄C), et le carbure de tungstène (WC).

Ils ont une dureté de Mohs supérieure à 9. Le carbure de silicium est le deuxième abrasif en terme de dureté qui est utilisé en dentaire. Il est très dur et fragile.

Très efficace, il peut être utilisé sur de nombreux matériaux comme les alliages métalliques, la céramique et les résines acryliques.

On le retrouve dans des disques papier ou plastique. Sous forme de disque, il est disponible en grains noirs fins, extra-fins ou double extra-fins. On le retrouve également, ainsi que le carbure de bore, dans les instruments de finition pour pièce à main (fraises) ou dans les pierres comme la pierre verte qui contient du carbure de silicium. Le carbure de tungstène est lui retrouvé dans les fraises pour tailler les structures dentaires ou pour polir. Ces fraises présentent des lames ; peu de lames dans les instruments à dégrossir, beaucoup de lames (supérieur à 12) dans les instruments à polir (utilisation à grande vitesse pour polir le composite surtout).

Oxyde d'Aluminium ou alumine:

Sa formule chimique est Al_2O_3 .

Il est tiré du Bauxite. Il a remplacé l'Emeri comme matériau abrasif.

Il a une dureté Mohs de 9.

Les particules sont liées à des disques papier ou à des strips (brun-rouge) ou encore imprégnées dans les fraises ou les pointes en caoutchouc. C'est l'abrasif utilisé dans la pierre blanche. Il est disponible en grains gros, moyens ou fins. Les particules fines peuvent être mélangées en pâte qui sert à produire des surfaces polies lisses pour plusieurs types de restauration comme les résines acryliques, les composites ou la céramique. Il est utilisé également dans les procédures d'air-abrasion sous forme de poudre avec des grains de 27 à 50 μm .

Oxyde d'étain:

Sa formule chimique est SnO_2 .

Sa dureté Mohs est comprise entre 6 et 7. C'est un abrasif très fin.

Il est surtout utilisé pour le polissage des restaurations métalliques comme l'amalgame ou des dents. Il est utilisable sous forme de poudre ou de pâte lorsqu'elle est mélangée à de l'eau, de la glycérine ou de l'alcool. Il est excellent pour le polissage final de l'émail.

Rouge :

C'est de l'oxyde de Fer (Fe_2O_3). Il est de couleur rouge et est utilisé dans les maquillages car il adhère bien à la peau (sa manipulation est salissante). C'est également un agent de polissage utilisé en dentisterie.

Il a une dureté Mohs comprise entre 5 et 6.

Il se présente sous forme d'une poudre imprégnée à un papier ou encore sous forme d'une barre qui s'utilise avec une meulette en feutrine sur un tour à polir ou à l'aide d'une pièce à main pour polir les alliages en or.

3.2.2. Présentations

[9]

3.2.2.1. Poudres

Les abrasifs en poudre sont mélangés pour obtenir de la pâte qui est utilisée par le praticien.

Exemple : ponce et eau.

3.2.2.2. Pâtes

Il s'agit de pâtes abrasives prêtes à l'emploi.

Les plus utilisées contiennent soit des particules d'oxyde d'aluminium soit des particules de diamant.

Les pâtes à base d'oxyde d'aluminium doivent être utilisées avec des instruments rotatifs en augmentant la quantité d'eau pour les grains les plus fins.

Les pâtes à polir à base de diamant doivent être utilisées sans eau.

L'instrument, qui sert de vecteur d'application de la pâte de polissage, a également son importance. On utilise des cupules, des brosettes et des tours ou des disques en feutre.



Exemple de pâte à polir

3.2.2.3. Pains de pâte

Les abrasifs sont agglomérés à l'aide de suif ou de stéarine formant des bâtonnets parallélépipédiques ou des blocs de différentes couleurs selon la marque et l'abrasif :

- rouge anglais ou de Venise : oxyde ferrique
- gris de Paris : poudre d'aluminium
- vert de chrome : sesquioxyde de chrome
- marron : émeri



Exemple de pain de pâte

Ils sont utilisés avec des brosses de diamètres variables, avec des poils plus ou moins longs, plus ou moins durs (chèvre, sanglier, queue de vache...), avec des meulettes en feutrine montées sur contre-angle.



brossette en coton



brossette en cuir



brossette en poils de chèvre

La vitesse de rotation des brosses doit être comprise entre 1700 et 3400 tours/minute.

La pâte doit être déposée sur la pièce à polir et non sur la brosse pour ne pas être centrifugée.

3.2.2.4. Meules

Il s'agit de grains d'abrasifs noyés dans la masse du liant qui constitue la meule. Le diamètre et l'épaisseur de la meule sont variables. Le liant peut être naturel ou non.



Exemple de meule

Meules naturelles :

Elles ne sont presque plus employées.

On peut citer pour mémoire

- les meules Emeri de Naxos ou de Penestin,
- les meules en grès ou en silex.

Meules artificielles :

Elles sont nombreuses et on distingue :

- les meules vitrifiées : l'argile ou silicate d'aluminium est le liant. Ce sont des meules poreuses qui ont beaucoup de mordant. Elles sont peu attaquées par la chaleur, le froid, l'eau ou l'huile,
- les meules en silicates : le silicate de sodium est le liant. Elles ont moins de mordant par rapport aux meules vitrifiées de même dureté car elles sont moins poreuses. Elles sont bien indiquées pour le travail à l'eau.
- les meules dites « élastiques » : elles sont de différentes couleurs selon la dureté. C'est une agglomération d'abrasifs par des substances thermoplastiques naturelles (gommes-laques, caoutchoucs...) ou artificielles (résines synthétiques ou bakélite (acryliques, vinyliques, styroliques)).
- les meules diamantées : le liant est la céramique et l'abrasif est le diamant.

Structure :

- la porosité : lorsque la quantité d'abrasif est importante par rapport à l'agglomérat, on parle de meule ouverte (pour un travail à grand débit). Lorsqu'il y a peu d'abrasifs, on parle de meule dense (finition).
- la granulométrie : la grosseur de grain doit varier :
 - plus le matériau est dur, plus le grain doit être petit,
 - elle doit être proportionnelle à la surface de contact de la meule par rapport à la pièce à meuler,
 - elle est fonction du travail à effectuer : gros grains pour un macropolissage,
- la forme des grains : la forme doit être irrégulière, les crêtes tranchantes, les angles aigus,
- la dureté des grains : ils doivent être plus durs que la matière à polir.

Vitesse de rotation :

6500 tours/minute pour les meules de forts diamètres.

3.2.2.5. Polissoirs et autres outils

On distingue :

- les disques en peau de chamois, feutre...
- les disques papiers ou plastiques sur un mandrin monté sur contre-angle ou pièce à main



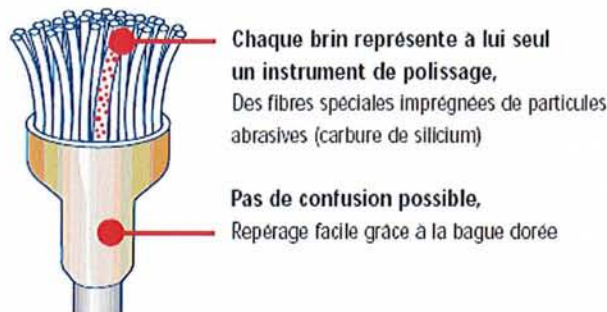
Kit Opti-Disc® de Kerr

- les pointes montées pour polissage (caoutchouc, silicone, Arkansas) de différentes formes adaptées aux différentes zones d'accès de ces instruments

(en cupule, cylindro-conique, cylindrique, flamme, disque, micro flamme, lentille, ...)



- les fraises diamantées, en carbure de tungstène,
- les brosses imprégnées de particules de carbure de silicium



occlubrush de KerrHawe

3.3. Technique de finition et de polissage

[2, 8, 21, 25, 31]

Pour pouvoir modifier la structure de la surface du substrat, l'abrasif doit avoir une dureté supérieure à celle du substrat.

De plus il faut :

- utiliser des grains de plus en plus fins pour éliminer les irrégularités ou rayures laissés par les grains plus gros (rayure de plus en plus petite jusqu'à devenir non visibles à l'œil nu : la surface paraît alors polie),
- croiser dans la mesure du possible les directions de polissage,
- exercer une force légère pour éviter l'échauffement du matériau et
- rincer la pièce à l'eau courante entre chaque passage d'instrument pour enlever les grains qui peuvent rayer secondairement la surface (persistance des grains plus gros).

3.3.1. Finition

Les objectifs de cette phase sont les suivants [2]:

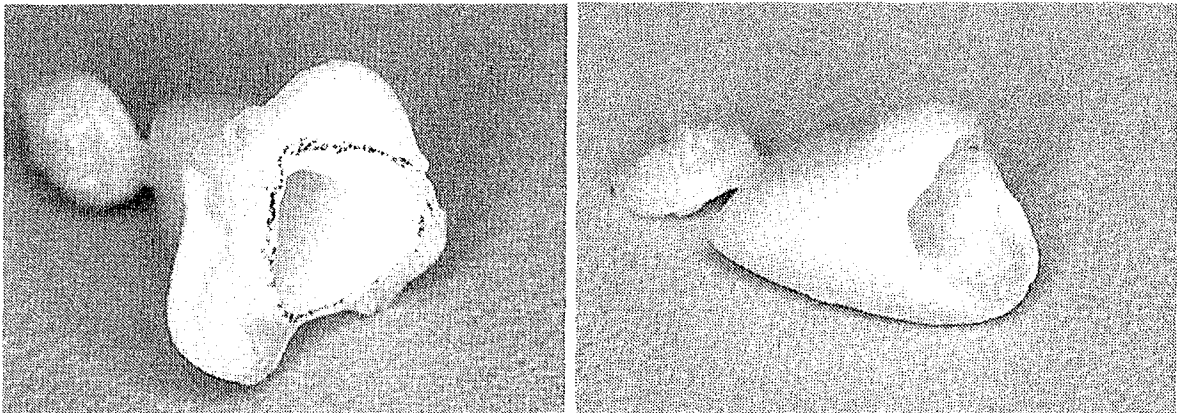
3.3.1.1. Enlever les excès de matériaux

On utilise généralement 2 types d'instruments :

- les fraises diamantées, en carbures ou en acier,
- disques abrasifs ou de séparation.

Les fraises diamantées et les disques abrasifs agissent par meulage, les fraises en carbures ou en acier ont quant à elles une action de coupe grâce à leurs lames.

Le clinicien doit choisir des fraises en carbures avec 8 à 12 lames ou des fraises diamantées avec des particules de 100 μm ou plus.



Matérialisation des limites de la préparation et élimination des excès de matériaux [33]

3.3.1.2. Finir les contours

Bien que la taille des contours puissent être réalisée pendant l'élimination des excès de matériaux, certains cas nécessitent des instruments coupants plus fins ou des abrasifs plus fins pour obtenir un meilleur contrôle de la taille des contours et de la réalisation des détails de surface.

Selon l'instrument utilisé à cette étape, d'autres étapes peuvent être nécessaires pour polir.

Le clinicien doit choisir des instruments de 12 à 16 lames ou avec des particules de 30 à 100 μm .

3.3.2. Polissage

Le but est de produire un poli de surface qui se rapproche de celui de l'émail.

Pour cela on utilise des instruments avec un nombre de lames compris entre 18 et 30 ou avec des particules de 8 à 20 μm .

A la fin de la procédure, les irrégularités de surface ne sont plus visibles à faible grossissement.

La surface doit être nettoyée entre chaque étape car les particules laissées par les précédentes étapes peuvent à leur tour produire des irrégularités plus profondes.

3.3.3. Composites

C'est l'un des matériaux les plus difficiles à polir à haut degré car c'est un mélange de polymères de faible dureté Mohs et de charges très dures qui, lorsqu'elles sont exposées, créent des creux et des bosses qui donnent à la surface un aspect peu lustré. Ainsi, la dureté du composite, comprise entre 5 et 7, dépend de sa composition.

Il existe différentes manières de produire une surface polie :

- les fraises : en carbures ou diamant à forte vitesse et avec de l'eau surtout pour les carbures. Dans un premier temps, on utilise une fraise en carbure à plus de 12 lames ou une fraise diamant à grains moyens ou fins. On obtient alors une rugosité comprise entre 0.6 et 0.7 μm mais qui peut cependant excéder 1 μm avec une fraise diamant moyen. Ensuite, on utilise une fraise en carbure fin (30 lames) ou diamant à grains fins ou extra-fins pour obtenir une surface lisse,

- les disques : en papier et sable sur pièce à main à faible vitesse. On utilise d'abord les gros grains (rugosité obtenue : 2µm), moyens (0.6µm), fins (0.3µm) et enfin extra-fins (0.1µm),
- les pointes, cupules ou disques en caoutchouc avec des abrasifs, montés sur une pièce à main et utilisés à faible vitesse (rugosité obtenue : 0.1µm),
- les pâtes diamantées ou à base d'oxyde d'aluminium (Al₂O₃): elles sont utilisées pour le polissage final,
- les brosses imprégnées de carbure de silicium.

Il est conseillé de garder la même direction de polissage lors d'une étape de polissage et de reprendre perpendiculairement à l'étape suivante ; les sillons sont ainsi enlevés plus rapidement et plus efficacement.

De plus, les abrasifs et les instruments recommandés doivent suivre une séquence appropriée et stricte qui est validée par le fabricant : le clinicien doit la respecter attentivement pour obtenir le meilleur résultat possible.

L'opérateur peut choisir un système du début à la fin ou combiner plusieurs systèmes.

Avec le développement de composites à particules de petites tailles, les procédures de finition ont été modifiées.

Avec les composites actuels (hybrides ou à petites particules) on peut arriver à un bon poli de surface (0.1µm ou moins). On obtient alors un aspect brillant car les sillons finaux laissés par l'abrasif sont plus petits que la longueur d'onde visible et ne sont donc pas visibles à l'œil nu.

3.3.4. Résines acryliques

Elles ont la dureté la plus faible (dureté Mohs comprise entre 2 et 3) retrouvée parmi les matériaux pour restauration permanente et doivent être traitées avec soin et attention (elles peuvent par exemple être abrasées par du gypse).

De plus, elles ont une faible stabilité thermique; une finition ou un polissage trop agressif entraînera une augmentation de température du matériau et des modifications de leur structure donc de leurs propriétés.

Pour éviter cela il faudra veiller à ce que les contacts avec la résine soient intermittents.

Exemple de séquence de finition et de polissage :

La procédure clinique proposée comprend 3 phases successives :

- dégrossissement: il est réalisé soit avec une fraise en acier sur pièce à main, soit avec une fraise en carbure de tungstène, soit avec du papier abrasif d'une granulométrie élevée,
- polissage: il est pratiqué avec de la ponce placée sur une meulette montée sur un tour à polir en tissu, feutre, brosse en poils ou sur une cupule prophylactique en fonction de la taille et de la zone à polir,
- polissage avec l'augmentation de la brillance: elle est obtenue avec du Tripoli, de la pâte à base d'oxyde d'étain sur meulette montée sur un tour à polir ou avec un mélange craie/alcool sur un tour en tissu.

4. Justifications des procédures de finition et de polissage

Ce chapitre a pour objectif de répondre à la question : pour quelles raisons finir et polir les prothèses provisoires conjointes?

La question se pose d'autant plus que le statut de « provisoire » de ces prothèses pousse très souvent les praticiens à réduire à minima la phase de finition et souvent à « oublier » la phase de polissage.

Finir et polir les prothèses provisoires correspond aux 4 obligations ou raisons suivantes :

- raisons fonctionnelles,
- raisons biologiques,
- raisons esthétiques,
- raisons de confort pour le patient.

4.1. Raisons fonctionnelles

Les procédures de finition et de polissage ont d'abord pour but de restaurer les rapports dento-dentaires intra et inter-arcades.

En effet, la préparation de l'organe dentaire entraîne l'élimination plus ou moins importante de substance dentaire et de ce fait la disparition des rapports dento-dentaires initiaux.

Il faut alors adapter la prothèse à l'environnement occlusal aussi bien dans les conditions statique que dynamique.

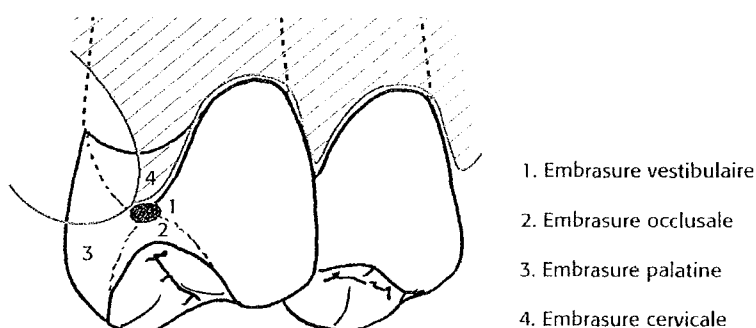
4.1.1. Point de contact

Les rapports dento-dentaires intra arcades sont assurés par les points de contact proximaux : ils maintiennent la stabilité des organes dentaires dans le sens mésio-distal. En effet, cela évite les migrations dentaires secondaires notamment les mésio-

versions, changement d'axe qui est défavorable pour la réalisation prothétique et pour le parodonte.

Le point de contact participe à la protection de la papille interdentaire et du parodonte superficiel en évitant le bourrage alimentaire qui se produit lorsque le point de contact n'existe pas ou lorsqu'il est insatisfaisant.

Cette préservation de la papille et du parodonte est également permise par la présence à partir de ce point de contact des embrasures qui permettent d'éviter la compression de la papille.



**Autour du point de contact inter-proximal
on définit quatre embrasures.**

Il est donc indispensable d'effectuer des retouches à ce niveau.

4.1.2. Occlusion

Les rapports dentodentaires inter-arcades déterminent l'occlusion et sont responsables de la stabilité des dents dans le sens occluso-apical et vestibulo-buccal.

Les prothèses transitoires doivent s'efforcer de reproduire ou de recréer ses rapports de la façon la plus correcte possible afin que la dent préparée et les dents antagonistes conservent leur position d'origine jusqu'à la fin du traitement prothétique. Cela élimine les risques de migrations secondaires qui sont à l'origine de retouches importantes de la pièce prothétique lors de son intégration clinique. Ces migrations sont une égression lors de l'absence de contacts occlusaux et une version vestibulaire ou buccale des dents lorsqu'il y a sur-occlusion.

L'occlusion doit aussi faciliter le rétablissement d'une cinématique correcte. Le réglage de l'occlusion ou le maintien d'une occlusion adaptée évitent ainsi la création d'interférences lors des mouvements mandibulaires.

Enfin, s'il existe une pathologie neuro-musculo-articulaire, la prothèse transitoire thérapeutique permet de déterminer une occlusion physiologique et servira de référence pour la prothèse d'usage en fixant la dimension verticale d'occlusion et les rapports intermaxillaires.



Réglage de l'occlusion sur une reconstitution totale fixée transitoire [14]

Le polissage de la restauration permettra quant à lui de limiter les tensions de contact qui peuvent causer la perte des contacts fonctionnels et stabilisants entre les dents, il augmente de ce fait la résistance de la restauration au niveau de ces zones.

4.1.3. Adaptation marginale périphérique

L'ajustage cervical sur la préparation est un élément déterminant pour le maintien de la bonne santé parodontale.

En effet, la limite cervicale est une zone de vulnérabilité ; cette jonction entre la pièce prothétique et la dent peut, lorsqu'elle n'est pas satisfaisante, avoir des effets iatrogènes sur les tissus parodontaux en favorisant le dépôt de plaque et l'irritation des tissus.

Il ne doit y avoir ni hiatus entre la prothèse et la préparation (accumulation de plaque, infiltrations marginales et caries secondaires qui obligerait à retoucher le moignon) ni sur contour (compression gingivale) ni sous contour (formes de contours axiales modifiées entraînant un bourgeonnement de la gencive marginale ou une rétraction gingivale).

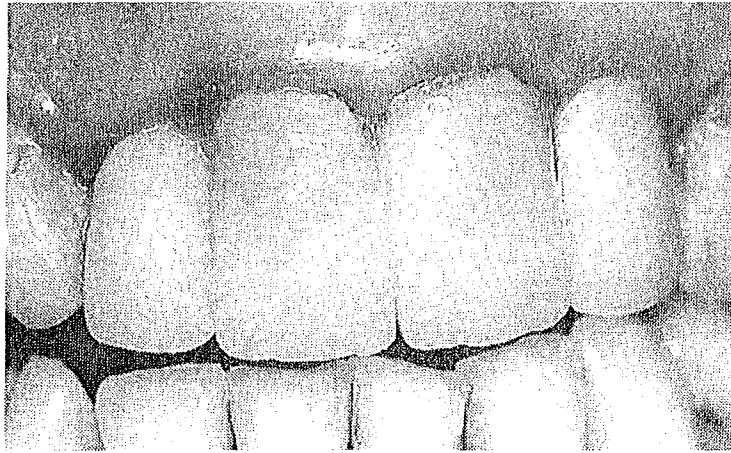


Prothèse mal ajustée au niveau cervical sur 21 et 22 [14]

L'ajustage doit donc être réalisé avec la plus grande attention surtout quand les limites sont juxta ou infra-gingivales. Sa réalisation est rendue plus difficile dans ces deux cas par la présence de la gencive marginale et du fluide gingival qui nuisent au modelage de la résine sur la préparation pendant la confection de la prothèse.

Un bon ajustage cervical par retouches ou rebasages de la prothèse au fauteuil doit s'accompagner d'une finition très soignée suivie d'un polissage attentif et efficace pour prévenir l'accumulation de plaque qui se traduirait par l'agression du parodonte marginal.

Cette adaptation marginale périphérique sera d'autant plus importante à réaliser que la prothèse concernera les secteurs antérieurs pour ne pas compromettre le résultat esthétique par une modification des rapports dento-parodontaux.



Prothèses antérieures en surcontour et sans embrasure [33]

4.2. Raisons esthétiques

Le respect de l'esthétique exige un traitement des surfaces visibles des restaurations différent des autres surfaces : les faces vestibulaires des dents antérieures maxillaires notamment doivent avoir un traitement de surface compatible avec les surfaces des dents adjacentes. Cela est rendu possible par le fait que ces zones ne soient pas sujettes aux tensions de contact et par le fait qu'elles soient facilement accessibles au nettoyage.

De discrètes caractéristiques anatomiques peuvent être ajoutées sur ces faces sans affecter la santé orale et la fonction.

4.2.1. Brillance

Elle résulte de l'interaction de la lumière sur la surface d'un matériau.

Lorsque les rayures laissées par l'abrasif sont plus larges que la longueur d'onde de la lumière visible (environ $0,5\mu\text{m}$) la surface paraît mâte. Si elles sont plus minces, elle paraît lisse et brillante.

Lorsqu'un rayon incident passe dans un milieu et qu'il rencontre une couche d'un autre milieu, il en résulte :

- une réflexion :

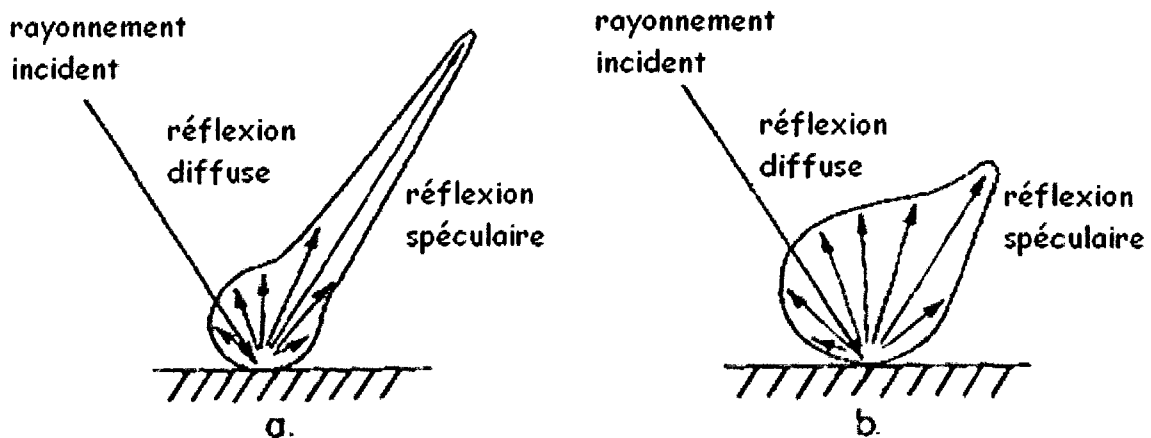
➤ sur une surface lisse :

Sur ce type de surface, la réflexion est dite spéculaire c'est-à-dire que la lumière frappe directement et quitte la surface dans le même angle.

La réflexion donne une apparence lustrée à une surface lisse par deux types de réflexions : la réflexion primaire émanant de la surface antérieure de la couche et la réflexion secondaire émanant de sa surface postérieure.

➤ sur une surface rugueuse :

La réflexion est diffuse, la lumière est réfléchiée dans toutes les directions. La surface ne paraît avoir alors que peu de lustre. Elle est souvent qualifiée de « mate ».



Réflexion de la lumière sur une surface lisse (a) et sur une surface rugueuse (b) [23]

- une réfraction :

Elle traduit du changement de direction d'un rayon lumineux qui entre dans un deuxième milieu.

Elle résulte de la différence d'index de réfraction des deux milieux concernés. L'indice de réfraction de la résine est de 1.49, ce qui est proche de celui de la dent (dentine=1.50, émail=1.60),

- une transmission :

Il s'agit de la lumière transmise à travers une couche.

Les surfaces rugueuses provoquent une transmission diffuse : la lumière transmise surgit dans toutes les directions et donne une apparence translucide,

- une dispersion :

La présence de centres de dispersion (opacifiants, bulles d'air...) dans le deuxième milieu fait surgir la lumière dans toutes les directions : le rayon incident est dispersé. L'effet de dispersion dépend de la grosseur, de la forme et de l'index de réfraction du matériau, ainsi que de la quantité de centres de dispersion présents. L'opacité s'intensifie au fur et à mesure que la dispersion augmente.

4.2.2. Coloration

Dans les secteurs esthétiques, la restauration provisoire doit aussi maintenir une apparence esthétique pendant la période d'utilisation [16].

Des changements de couleurs perceptibles de la restauration peuvent compromettre l'acceptabilité de la restauration provisoire.

La stabilité de la couleur peut être un critère significatif dans la sélection du matériau.

Le degré de changement de coloration peut être affecté par différents facteurs : polymérisation incomplète du matériau, absorption d'eau ou de solutions alimentaires colorées, réactivité chimique, hygiène orale déficiente et rugosité de surface élevée.

Etude sur le sujet réalisée par la faculté de Samsun en Turquie en 2005 [16].

L'objet de cette étude a été de comparer la stabilité colorimétrique de différents matériaux (résines à base de méthacrylate de méthyle et composites bis-acryliques auto-polymérisables et photo-polymérisables) avec différents degrés de finition et de polissage.

La stabilité colorimétrique des 4 matériaux (Protemp II, Luxatemp, Revotec LC, TemDent) a été évaluée après 48 heures d'immersion dans une solution colorée (une solution de café à 37°C), les matériaux ayant subi différentes procédures de finition.

6 groupes ont été réalisés :

- finition à la ponce,
 - finition à la pâte diamantée,
 - finition à l'aide de disques à polir,
 - des combinaisons de ces 3 moyens de finition (ponce puis pâte diamantée, disques à polir puis pâte diamantée) et enfin
 - un groupe non poli. Les échantillons non polis servent de témoin (contrôle).
- La couleur des échantillons est mesurée à l'aide d'un colorimètre avant et après immersion et le changement de couleur est calculé.

Les conclusions de l'étude sont :

- 1. les résines à base de méthacrylate de méthyle présentent une couleur plus stable que les composites auto- et photo-polymérisables, la plus grande différence de coloration étant observée avec le composite photopolymérisable (différences significatives),
- 2. l'utilisation d'une pâte diamantée après polissage avec la ponce diminue la coloration des résines et des composites,
- 3. les plus grandes valeurs de variation colorimétrique sont obtenues avec les groupes polis au disque à polir (différence significative par rapport aux autres techniques de polissage).

Le type de matériau ainsi que la qualité du polissage interviendraient donc dans la stabilité de la couleur du matériau.

4.3. Raisons biologiques

Les dents provisoires permettent de maintenir l'intégrité d'un parodonte sain autour des dents supports ou de recréer des conditions favorables de guérison à un parodonte déficient.

4.3.1. Rétention de plaque et dégradation organique

4.3.1.1. Principe

La cavité orale est constamment contaminée par des micro-organismes de diverses espèces.

La rugosité des surfaces dures intra orales a une importance clinique dans le processus de rétention bactérienne.

En effet, ces surfaces fournissent des niches où les micro-organismes sont protégés des forces de cisaillement et des mesures d'hygiène orale (les cellules bactériennes sont facilement retenues dans les micro-défauts). Cela permet aux cellules microbiennes piégées d'avoir le temps de s'attacher irréversiblement à la surface du matériau.

L'augmentation du nombre de micro-organismes immobilisés sur la surface a pour résultat de faire progresser le taux de maturation de la plaque, ce qui conduit à une augmentation de la prévalence des caries dentaires, des maladies parodontales.



Inflammation gingivale autour de prothèses [14]

Une surface lisse présentera moins d'aires de rétention de plaque et permettra un maintien de l'hygiène plus facile par le patient à la maison.

De nombreuses études ont été menées sur le sujet.

4.3.1.2. Etudes sur l'adhésion bactérienne en fonction de la rugosité de surface

L'étude de Quirynen et al. (1990) [29] montre qu'augmenter la rugosité de surface de bandes de résines au dessus d'une rugosité de surface $Ra=2 \mu\text{m}$ (Ra est une unité de mesure de la rugosité de surface, définition détaillée au chapitre 5.2.2.) avait pour résultat une augmentation significative de la colonisation bactérienne de ces surfaces par rapport à des bandes lisses ($Ra=0.12\mu\text{m}$) alors qu'un changement d'énergie de surface n'avait presque pas d'impact.

Les études récentes sur les cols d'implants intra oraux à deux temps (Quirynen et al. 1996, Bollen et al. 1996) [28] indiquent que l'augmentation de la rugosité de surface de $0.8\mu\text{m}$ de ces surfaces dures intra orales a un effet significatif sur le taux de formation de plaque *in vivo* (sus et sous gingival) seulement si la surface initiale avait un Ra minimum de $0.2\mu\text{m}$. Par conséquent, un seuil de Ra de $0.2\mu\text{m}$ fut suggéré et considéré comme une valeur liminaire qui sert de valeur idéale au niveau biologique en terme de rétention de plaque bactérienne. Ce score est conforté par la théorie de l'adhésion et de la rétention bactérienne.

Théorie de l'adhésion bactérienne [27] :

Physiquement, l'adhésion et la rétention bactérienne se déroulent en 4 phases :

- transport des bactéries sur la surface,
- adhésion bactérienne initiale,
- attachement par des interactions spécifiques,
- colonisation de la surface.

L'adhésion et la rétention initiales sont physiquement et chimiquement possibles parce qu'une bactérie et une surface interagissent ensemble à une certaine distance (environ 50 nm) par des liaisons de Van Der Waals et des forces de répulsion électrostatiques.

La rétention a lieu préférentiellement sur des surfaces rugueuses puisque les bactéries de ces surfaces sont plus protégées contre les forces de cisaillement et

peuvent avoir le temps nécessaire pour atteindre un contact direct ou pour franchir la distance.

Après plusieurs jours de formation de plaque sans désorganisation, les surfaces rugueuses ont une plaque plus mature caractérisée par une population augmentée de micro-organismes mobiles et de Spirochètes.

En conséquence, des couronnes avec des surfaces rugueuses sont plus fréquemment entourées d'un parodonte enflammé caractérisé par un indice de saignement plus élevé et une augmentation de production de fluide sulculaire et/ou une inflammation des tissus.

Plusieurs études ont montrées que la prolifération de micro-organismes qui ont adhéré initialement s'explique en grande partie par une augmentation de la masse bactérienne pendant le début de la formation de plaque. Cela explique l'importance de la rugosité de surface dans la formation initiale de la plaque [6]. Ainsi, il semblerait qu'il faille tenter d'obtenir une rugosité inférieure à un seuil de $0.2\mu\text{m}$ pour limiter la colonisation des surfaces dures.

Des études ont tenté de mesurer l'état de surface de différents matériaux en fonction de la méthode de polissage utilisée.

4.3.1.3. Etudes sur l'état de surface de différents matériaux

L'étude de Willems et al. de 1992 [36] sur les résines composites de restauration coronaire a montré que seuls 30% des 60 composites testés avaient un Ra sous le seuil fixé après polissage mécanique. Les meilleurs résultats obtenus pour les composites sont trouvés quand ces derniers sont polymérisés en exerçant une compression contre une matrice translucide (Ra de 0.03 à $0.2\mu\text{m}$, ce qui représente une surface très polie). Mais il faudrait alors ne pas avoir de retouches à faire, ce qui est très rare lors de la réalisation d'une prothèse provisoire.

L'étude réalisée par Maalhagh-Fard et al. de 2003 [21] a tenté de comparer l'état de surface obtenu après finition et polissage de huit matériaux utilisés pour la réalisation

de dents provisoires : quatre résines acryliques (Alike, Snap, Trim et Jet) et quatre résines composites (Temphase, Protemp 3 Garant, Luxatemp et Integrity).

La finition et le polissage ont été réalisés avec une fraise acrylique et avec un disque abrasif à grains moyens, avec ou sans utilisation de ponce.

Il a pu être conclu que :

- en général la fraise acrylique produit une finition plus lisse que l'utilisation du disque pour les résines à base de méthacrylate de méthyle,
- pour les composites, une surface non finie est plus lisse qu'après l'utilisation de la fraise ou du disque,
- la ponce n'augmenterait pas la qualité de la finition pour tous les matériaux.

Chaque matériau semble répondre de façon unique à la technique de finition de l'étude en fonction de sa composition et de sa structure.

On ne peut pas recommander une unique technique de finition pour tous les matériaux testés.

Les chercheurs recommandent que chaque fabricant développe une technique standard qui fonctionne de façon la plus efficace pour leur produit.

Chaque matériau a besoin d'une technique spécifique pour produire la meilleure finition.

La recherche indique que la plupart des praticiens ne polissent probablement pas leurs restaurations provisoires de manière adéquate.

Une autre étude réalisée à l'Université d'Istanbul [30] a comparé l'état de surface de résines à base de méthacrylate de méthyle et de résines composites après polissage par deux pâtes à polir différentes (diamant et oxyde d'aluminium).

Il en résulte que :

- les résines à base de méthacrylate de méthyle présentent une surface plus lisse par rapport aux résines composites pour toutes les préparations ($R_a=0.9\mu\text{m}$ pour les composites polis à la pâte diamantée contre un $R_a=0.5\mu\text{m}$ pour les résines PMMA polis avec cette même pâte). Cela pourrait s'expliquer par le fait que ces dernières présentent une composition plus homogène (absence de charges),

- pour les résines composites, la surface est plus lisse après l'utilisation de la pâte diamantée qu'après l'utilisation de la pâte à base d'oxyde d'aluminium. En fait, la dureté du diamant permet à cette pâte d'abraser la matrice et les charges de la résine composite de manière plus homogène. Les observations au microscope ont confirmé ces résultats.

4.3.1.4. Synthèse de ces études

Ces études nous confirment que la colonisation bactérienne d'une surface dépend de sa rugosité initiale.

Le seuil de rugosité pour la formation et la fixation de la plaque bactérienne dentaire a été fixé à une Ra=0,20µm.

L'idéal donc pour une intégration biologique de la restauration serait d'avoir une rugosité de sa surface inférieure à ce seuil.

Or, il semblerait qu'en pratique ce ne soit pas toujours le cas. De plus, les études nous montrent qu'il n'existe pas une seule et unique technique qui nous permette d'obtenir une rugosité de surface biologiquement acceptable.

4.3.2. Cicatrisation du parodonte marginal

[15]

Nous avons donc pu voir que le respect des tissus parodontaux était très important lors d'une reconstitution transitoire, la prothèse ne doit pas transformer un parodonte sain en parodonte pathologique par une conception ou une réalisation défectueuse.

Dans certains cas, elle doit également participer à la cicatrisation des tissus environnants qui sont toujours plus ou moins agressés lors des différentes étapes de la réalisation prothétique surtout quand la préparation est en rapport étroit avec la gencive marginale.

La prothèse peut également être considérée comme un instrument précieux lors de la phase thérapeutique d'assainissement des tissus parodontaux.

En effet, pour mener à bien un traitement parodontal, il est parfois indispensable de réaliser en première intention des reconstitutions prothétiques provisoires afin de supprimer certains facteurs locaux aggravants comme l'absence de point de contact interdentaire, des mauvaises formes de contour axiales, des reconstitutions débordantes qui interviennent dans le déclenchement et l'entretien du processus pathologique.

Dans ce cas, elle peut donc être considérée comme une véritable prothèse thérapeutique qui permet une mise en condition tissulaire :

- elle maintient la gencive marginale dans une position physiologique après préparation dentaire,
- elle facilite la cicatrisation (maturation) des tissus parodontaux autour des dents préparées (suite à préparation iatrogène, une élévation coronaire, un traitement parodontal),
- elle permet de contrôler la stabilité du parodonte marginal avant la réalisation de la prothèse permanente,
- elle anticipe la forme permanente et permet de décider s'il y a besoin de chirurgie parodontale esthétique,
- elle facilite les conditions d'empreinte.

Exemple de cas clinique montrant la cicatrisation du parodonte à l'aide de prothèses provisoires (patient du Dr Schouver):



Situation initiale



Jour de la pose des prothèses provisoires



18 jours plus tard



Prothèses définitives 5 mois plus tard

4.4. Le confort du patient

Une autre raison qui justifie l'importance d'un polissage précis des prothèses provisoires est le confort du patient. Le matériau ne doit pas irriter ou être désagréable pour le patient notamment lorsqu'il passe sa langue sur la prothèse.

Van Noort [34] a rapporté que le patient est très sensible à une surface rugueuse et que sa langue est capable de détecter des irrégularités de surface petites de 20 μm .

Cette valeur n'est pas précise et n'est pas spécifique à la rugosité de surface. Elle est fréquemment utilisée comme seuil à partir duquel le patient perçoit la rugosité. Si c'était le cas, il ne serait pas nécessaire pour respecter le confort du patient de finir la surface jusqu'à des valeurs plus basses.

Les patients détectent la rugosité en utilisant la pointe de leur langue. Cette dernière est en effet l'une des zones du corps les plus riches en fibres sensibles notamment dans sa partie antérieure.

Lorsqu'une restauration est réalisée, il est fréquent que le patient se plaigne que cette dernière soit rugueuse alors qu'aucune différence n'est visible avec l'émail à la sonde et avec la loupe. Cela nous amène à penser que les 20µm de Van Noort seraient trop élevés.

Etude menée par Jones et al. en 2004 [19] :

25 volontaires ont classé par ordre de rugosité des échantillons de résine composite en utilisant la pointe de leur langue. A l'intérieur de la zone de rugosité allant de 0.06 à 3.5 µm, les patients sont capables de distinguer une différence de rugosité de 0.5µm. Cela confirmerait donc bien que les 20 µm proposés par Van Noort sont trop élevés et toute future recherche de la perception de la rugosité doit se faire pour des valeurs beaucoup plus faibles.

Le but des praticiens pour assurer le confort du patient devrait alors être de finir les restaurations jusqu'à un degré de polissage similaire à celui de l'émail, soit 0.64+/- 0.25µm (valeur définie par Willems et al. dans les zones de contact de l'émail).

5. Matériels et méthodes utilisés pour l'étude

5.1. Matériels

5.1.1. Résines Temphase® et Fill-In®

5.1.1.1. Résine Temphase®

Il s'agit d'une résine composite autopolymérisante.

Elle se présente sous la forme d'un pistolet distributeur rechargeable.



Deux types de prises existent : temps de prise normal (regular), et rapide (fast).

La version « fast » a été utilisée dans notre travail.

Les propriétés suivantes sont données par le fabricant :

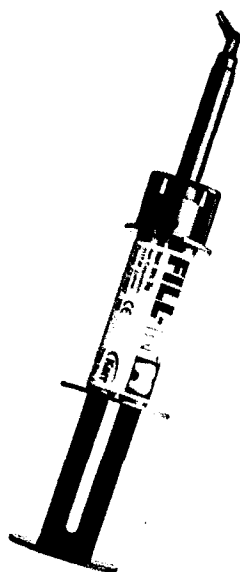
	Temphase regular	Temphase fast
Couleurs disponibles	A1 ; A2 ; A3,5 ; B1 ; C2 ; D2	A1 ; A2 ; A3,5 ; B1 ; C2 ; D2
Viscosité	Moyenne	moyenne
Technique de mélange	Auto-mélange	Auto-mélange
Temps de travail	45 sec.	25 sec.
Temps de prise en bouche	2 min.	1 min.
Temps de prise total	3 min.	2 min.
Temps nécessaire avant la finition	5 min.	3 min.
Proportion de mélange	1 :1	1 :1
Taux de charges	41 % du poids	41 % du poids
Taille moyenne des charges	0,9 µm	0,9 µm

Radio-opacité	Bonne	bonne
Résistance à la compression	305 MPa	370 MPa
Résistance à la traction diamétrale	52 MPa	54 MPa
Résistance à la flexion	76 MPa	68 MPa
Dureté Barcol	50	60
Dureté Shore	90	90
Translucidité	19 %	22 %
Pic thermique pendant la prise	38°C	38°C
Sorption d'eau	17 µg/mm ³	-
Solubilité dans l'eau	7 µg/mm ³	-
Rétraction volumétrique	5,90 %	3,80 %

5.1.1.2. Résine Fill-In®

Il s'agit d'une résine composite autopolymérisante.

Elle se présente sous la forme d'une seringue unidose.



Les propriétés suivantes sont données par le fabricant :

Couleurs	A1; A2 ; A3; XL
Viscosité	Moyenne
Technique de mélange	Mélangeur statique
Proportion de mélange	1 :1

Durée de vie	1,5 an
Temps de travail	35 sec.
Temps de prise en bouche	1 min.
Temps de prise total	2 min. 30 sec.
Temps nécessaire avant la finition	3 min.
Radio-opacité	Minimum
Couche d'inhibition par l'oxygène	32 mm
Taux de charges	53 % du poids
Résistance à la flexion	85 MPa
Dureté Barcol	53
Pic thermique maximum pour 1g	36,5°C
Rétraction volumétrique après 10 min.	2,13 %
Rétraction volumétrique après 24h	2,57 %

Les couleurs et numéros de lot des résines utilisées dans cette étude sont donnés dans le tableau suivant :

	Tem-Phase	Fill In
Couleur	A1	A1
Numéros de lot	458448	2674256

5.1.2. Instruments de finition et de polissage

Trois types d'instruments ont été utilisés pour cette étude *in vitro* :

- 1. les polissoirs Identoflex Super Acrylic® (société Kerr-Hawe®) :

2 granulométries différentes sont proposées aux praticiens

Ces polissoirs sont dans le texte symbolisés par les termes :

- P1 : Coarse (dark blue),
- P2 : Fine (light blue),

- 2. les disques à polir de la série Opti-Disc® (société Kerr-Hawe®) :

Cette série est proposée avec 4 granulométries différentes de particules d'oxyde d'aluminium qui sont « collées » sur un support souple synthétique.

Les disques sont disponibles en 3 diamètres différents : le diamètre le plus élevé (15,9mm) a été retenu pour cette étude.

Ces disques sont symbolisés dans le texte par les termes :

- D1 : disque Extra-Coarse (dimension des particules d'oxyde d'aluminium : 82 μm),
- D2 : disque Coarse/Medium (dimension des particules d'oxyde d'aluminium : 44,5 μm),
- D3 : disque Fine (dimension des particules d'oxyde d'aluminium : 21,8 μm),
- D4 : disque Extra-Fine (dimension des particules d'oxyde d'aluminium : 8,4 μm).

- 3. la brosette Occlubrush[®] (société KerrHawe[®]) :

Ses poils contiennent des particules de carbure de silicium qui permettent de réaliser la procédure de polissage.

Cette brosette est disponible en 4 formes différentes : la forme « regular cup » a été utilisée pour ce travail.

Cette brosette est symbolisée dans le texte par le terme : O.

Les numéros de lot et les conditions d'utilisation des instruments de finition et de polissage apparaissent dans le tableau suivant :

	Numéros de lot	Conditions d'utilisation des instruments rotatifs
P1	80700165	à sec, à 10000t/min sur une pièce à main
P2	80700313	à sec, à 10000t/min sur une pièce à main
D1	70700757	à sec, à 15000t/min sur un contre-angle bague bleu
D2	70701511	à sec, à 15000t/min sur un contre-angle bague bleu
D3	70701011	à sec, à 15000t/min sur un contre-angle bague bleu
D4	70701014	à sec, à 15000t/min sur un contre-angle bague bleu
O	70701797	à sec, à 5000t/min sur un contre-angle bague bleu

5.2. Méthodes

5.2.1. Préparation des échantillons expérimentaux :

Les procédures de finition et de polissage ont été réalisées par un seul et même opérateur après avoir respecté un temps de prise de 5 minutes pour les 2 résines. Pendant cette période de prise les échantillons de résine ont été placés sous une matrice de Mylar et une lame de verre, l'ensemble étant maintenu immobile avec un poids de 1kilogramme.

Les échantillons de contrôle ont été obtenus en plaçant les résines sous une matrice de Mylar pendant la totalité du temps de prise.

Les instruments de finition et de polissage ont été déplacés parallèlement au grand axe de l'échantillon de résine.

Entre chaque instrument les échantillons ont été rincés abondamment avec un spray d'air et d'eau pour éliminer tous les résidus liés à la phase précédente.

5 échantillons de forme rectangulaire ont été réalisés pour chaque groupe expérimental.

8 groupes expérimentaux et un groupe témoin ont été réalisés pour chacune des 2 résines, soit un total de 18 groupes qui apparaissent dans le tableau suivant :

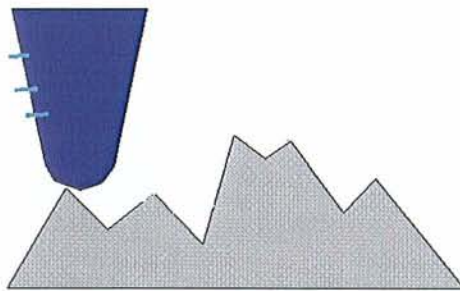
	Matériaux	
	Temphase [®]	Fill In [®]
Contrôle (matrice de Mylar [®])		
P1		
P1+P2		
P1+P2+O		
D1		
D1+D2		
D1+D2+D3		
D1+D2+D3+D4		
D1+D2+O		

5.2.2. Analyse quantitative des états de surface.

Le rugosimètre :

La mesure de la rugosité est une tentative de chiffrer un état de surface. La rugosité se mesure par exemple à l'aide d'un palpeur muni à son extrémité d'un capteur (en quartz par exemple) qui se déplace sur la surface de la pièce ; cet appareil de mesure est appelé le rugosimètre ou profilomètre. La plupart des rugosimètres sont munis d'un ordinateur et ont la possibilité de sortir un graphique (profil). (Source internet : http://www.mediasun.ch/rugosite/Slide_1.html , consultée le 26.02.2007). Ce type de rugosimètre est dit « mécanique », il existe également des rugosimètres dits « laser » et des rugosimètres dits « optiques ».

<http://www.ac-nantes.fr:8080/peda/disc/scphy/dochtml/olymp98/partie1.htm>



Capteur se déplaçant sur une surface

La mesure de rugosité des différents échantillons a été réalisée avec un rugosimètre « mécanique » de la société Mitutoyo (modèle SV400).

L'extrémité du capteur est une hémisphère diamantée d'un diamètre de $2\mu\text{m}$ se déplaçant à la surface des échantillons à la vitesse de $0,5\text{mm}/\text{seconde}$.

Les paramètres de rugosité :

Deux paramètres de rugosité ont été retenus pour cette étude : R_a et R_t .

Leur signification spatiale et leurs modes de calcul sont les suivants :

- R_t , est la rugosité totale.

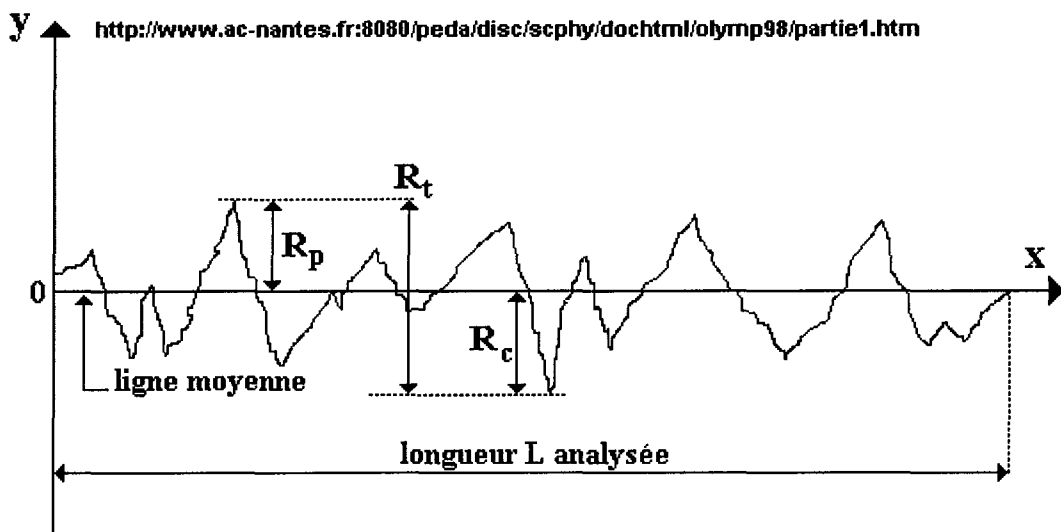
Elle correspond à la somme du pic maximal et du creux maximal observé sur la longueur analysée.

$R_t = R_p + R_c$, avec :

- R_p , est le pic maximal observé sur la longueur analysée. Si l'on pose un repère cartésien dont l'axe des abscisses est aligné sur la ligne centrale de la surface à mesurer, le pic maximal, lu sur l'axe des ordonnées, pourra également être noté : $R_p = y_{\max}$ et

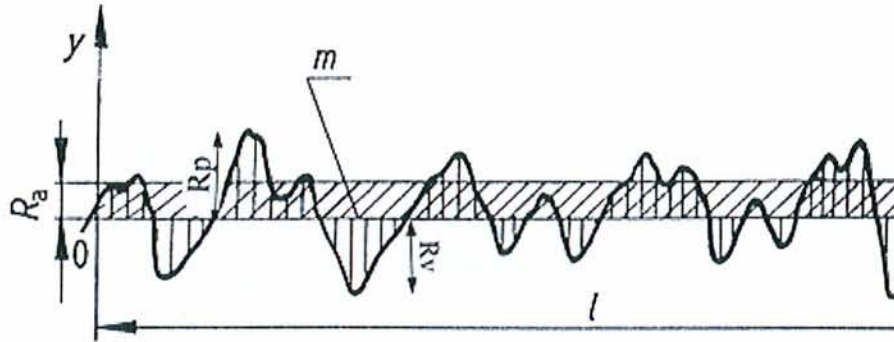
- R_c , est le creux maximal observé sur la longueur analysée.

$R_c = |y_{\min}|$



- R_a , est la rugosité arithmétique : c'est l'écart moyen, ou moyenne arithmétique des distances entre pics et creux successifs.

" R_a " correspond à la différence entre cette distance moyenne et la "ligne centrale". Ce paramètre "moyen" permet de donner une indication générale résumant les autres paramètres de rugosité d'une surface donnée, et est par conséquent fréquemment utilisé.



Site de référence :

<http://www.mesurez.com/mesurez/francais/default/news.php>, consulté le 21.05.07

5.2.3. Analyse qualitative de l'état de surface

Les surfaces des échantillons expérimentaux ont été observées par un opérateur qui a classé les états de surface en mat, brillant, régulier et irrégulier.

6. Résultats

6.1. Analyse quantitative

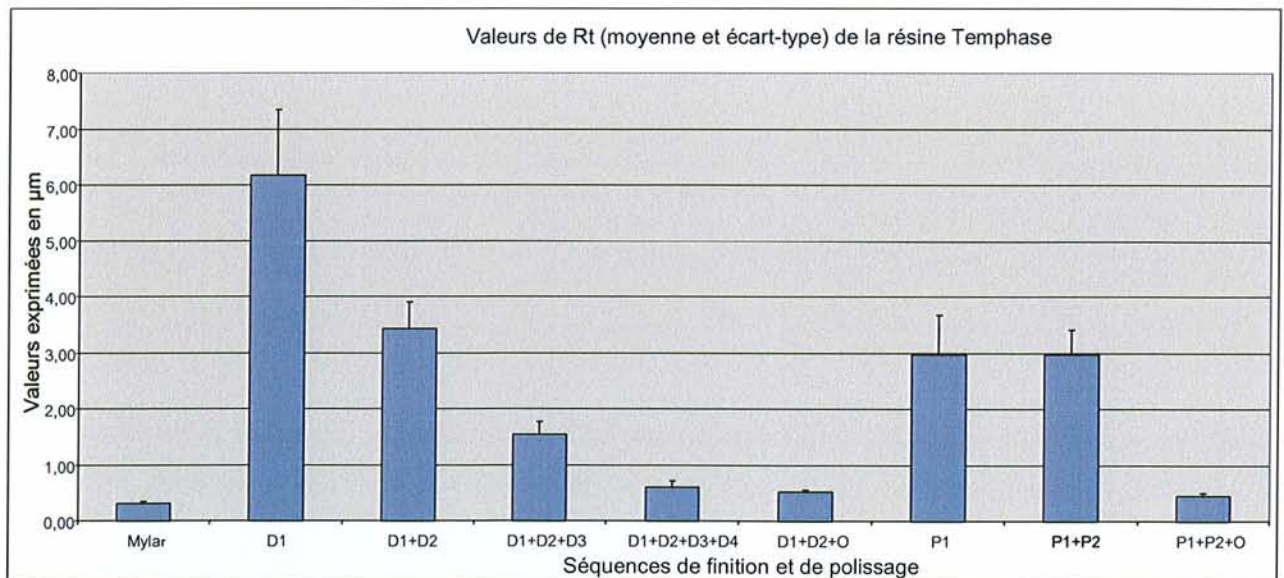
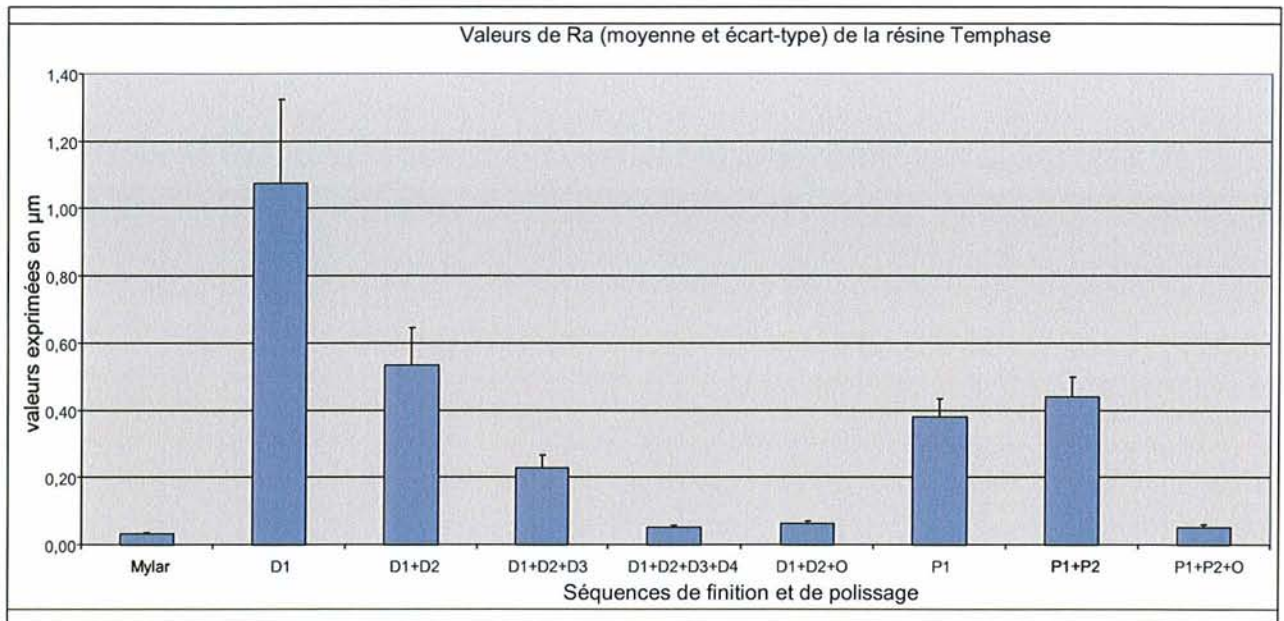
Les valeurs moyennes et les écarts-types du paramètre de rugosité Ra (en μm) apparaissent dans le tableau suivant.

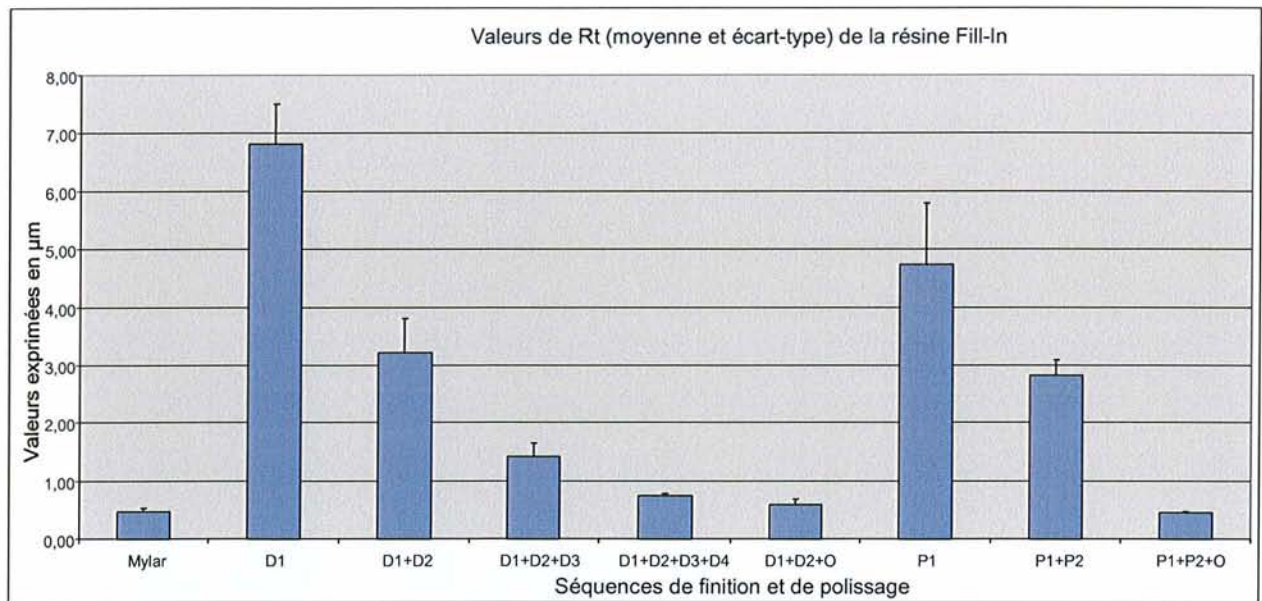
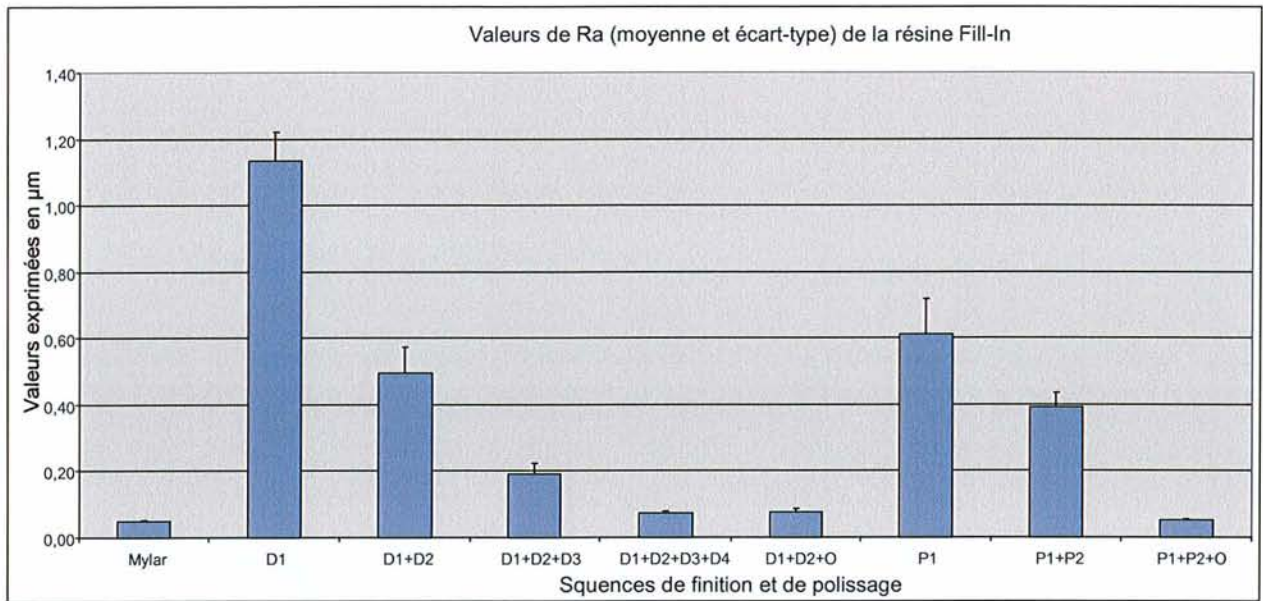
	Valeurs de Ra (moyennes et écarts-types)	
	Temphase [®]	Fill In [®]
Contrôle (matrice de Mylar [®])	0,03 (0,00)	0,05 (0,00)
P1	0,38 (0,05)	0,61 (0,11)
P1+P2	0,44 (0,06)	0,39 (0,04)
P1+P2+O	0,05 (0,01)	0,05 (0,00)
D1	1,07 (0,25)	1,13 (0,08)
D1+D2	0,53 (0,11)	0,49 (0,08)
D1+D2+D3	0,23 (0,04)	0,19 (0,03)
D1+D2+D3+D4	0,05 (0,01)	0,07 (0,01)
D1+D2+O	0,06 (0,01)	0,08 (0,01)

Les valeurs moyennes et les écart-types du paramètre de rugosité Rt (en μm) apparaissent dans le tableau suivant.

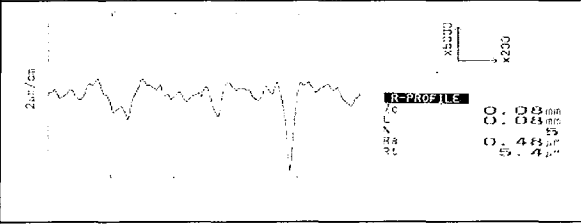
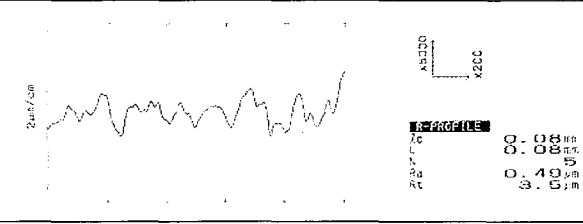
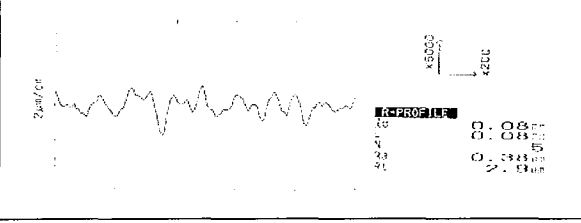
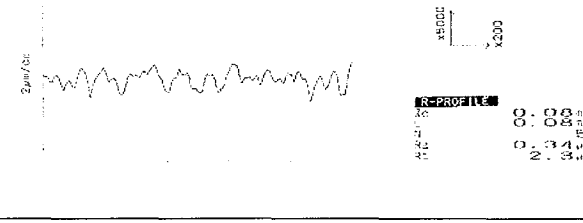
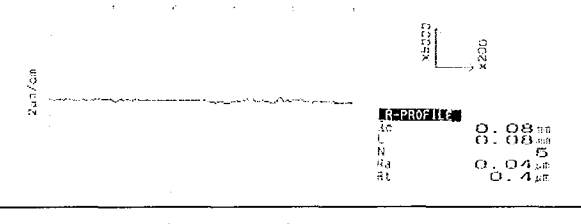

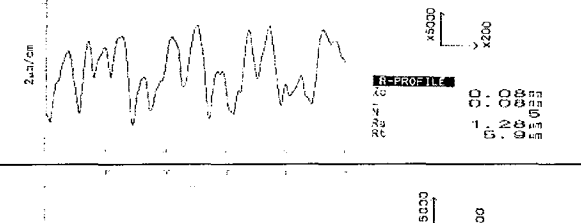
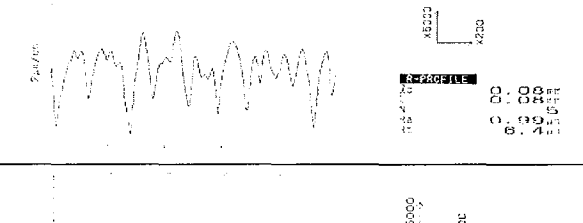
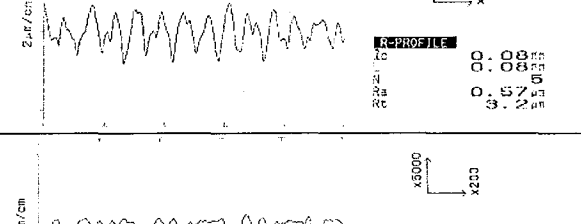
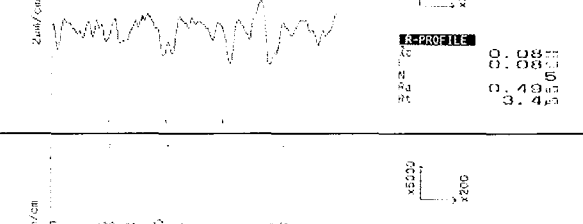
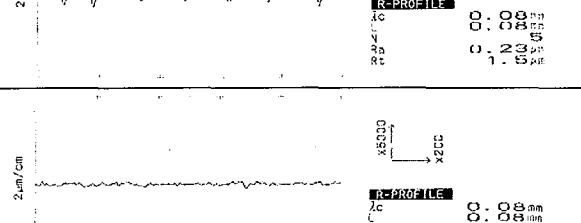
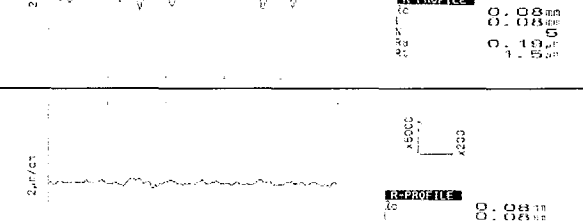
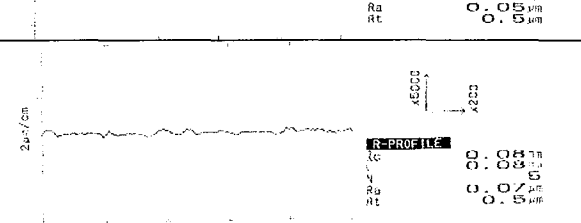
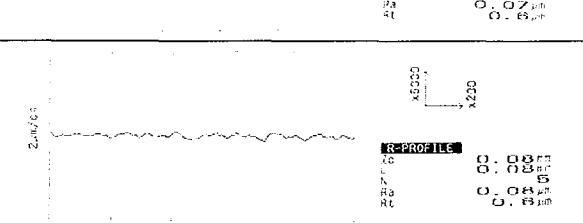
	Valeurs de Rt (moyennes et écarts-types)	
	Temphase [®]	Fill In [®]
Contrôle (matrice de Mylar [®])	0,31 (0,03)	0,46 (0,06)
P1	2,97 (0,71)	4,74 (1,05)
P1+P2	2,97 (0,45)	2,83 (0,26)
P1+P2+O	0,46 (0,05)	0,45 (0,02)
D1	6,18 (1,16)	6,82 (0,69)
D1+D2	3,43 (0,48)	3,21 (0,59)
D1+D2+D3	1,54 (0,24)	1,41 (0,24)
D1+D2+D3+D4	0,60 (0,12)	0,74 (0,04)
D1+D2+O	0,52 (0,04)	0,58 (0,09)

Les mêmes valeurs apparaissent également dans les graphes suivants :





Les profils de rugosité des 2 résines avec les différentes séquences instrumentales apparaissent ci-dessous :

	Temp Phase	Fill In
P1		
P1+P2		
P1+P2+O		
D1		
D1+D2		
D1+D2+D3		
D1+D2+D3+D4		
D1+D2+O		

6.2. Analyse qualitative

Les résultats de l'appréciation subjective des états de surface des différents groupes expérimentaux apparaissent dans le tableau suivant :

	Appréciation visuelle de l'état de surface des échantillons expérimentaux	
	Temphase®	Fill In®
Contrôle (matrice de Mylar®)	Régulière et brillante	Régulière et brillante
P1	Mate	Mate
P1+P2	Mate	Mate
P1+P2+O	Irrégulière et brillante	Irrégulière et brillante
D1	Mate	Mate
D1+D2	Mate	Mate
D1+D2+D3	Mate	Mate
D1+D2+D3+D4	Régulière et brillante	Régulière et brillante
D1+D2+O	Irrégulière et brillante	Irrégulière et brillante

7. Discussion

Cette étude évalue l'aptitude au polissage *in vitro* de 2 résines pour restaurations provisoires en comparant entre elles différentes séquences de finition et de polissage.

Le praticien a le choix entre différentes classes de biomatériaux pour réaliser les restaurations provisoires en prothèse fixée.

Les critères de sélection sont multiples et répondent essentiellement à des impératifs mécaniques et esthétiques.

Notre choix s'est porté sur des résines composites auto-polymérisantes proposées par la société Kerr-Hawe® : Temphase® et Fil-In®.

Leurs compositions diffèrent entre elles ainsi que leur présentation.

La présentation en seringues du Temphase® l'indique pour des restaurations plurales alors que la présentation sous la forme de seringues unidose du Fill-In® semble l'indiquer plus spécifiquement pour des restaurations provisoires unitaires et/ou de petites étendues.

Ces résines composites auto-polymérisantes trouvent leur principale indication clinique dans les situations suivantes :

- une exigence esthétique élevée : en raison du nombre de couleurs disponibles ; l'avantage va à la résine Temphase® disponible en 6 couleurs. L'utilisation de la résine Fill-In® trouve une indication plus précise avec la couleur XL pour les dents ayant subi une procédure d'éclaircissement ;
- des restaurations de longue durée en raison de leurs propriétés mécaniques élevées,
- des restaurations plurales avec de longues portées d'éléments intermédiaires pour les mêmes raisons mécaniques.

Quel que soit le choix réalisé, le praticien sera dans l'obligation de réaliser des procédures de finition et de polissage.

Les solutions proposées par les industriels sont nombreuses et leurs utilisations répondent nécessairement à des objectifs anatomiques et fonctionnels pour la phase de finition et à des objectifs biologiques et esthétiques pour la phase de polissage.

Le choix d'une procédure de finition et de polissage doit satisfaire à des objectifs d'efficacité et d'ergonomie.

L'utilisateur appréciera également un coût limité pour atteindre ces 2 principaux objectifs.

Notre choix s'est porté sur des séquences instrumentales proposées par la société Kerr-Hawe® qui correspondent à des situations anatomiques différentes.

Les disques de la série Opti-Disc® peuvent être utilisés pour la finition et le polissage des limites cervicales, surtout lorsqu'il s'agit de travailler efficacement dans les zones d'embrasure pour des restaurations solidaires entre elles. Leur diamètre important en fait un instrument de choix pour la phase initiale de finition pour les granulométries Extra-coarse et Coarse/Medium.

Les polissoirs en acrylique sont également indiqués pour la réalisation de la phase de finition : leur dimension élevée et leur forme convexe leur permet de travailler sur de grandes surfaces de matériaux mais avoir la même souplesse que les disques.

Les brosettes Occlubrush® peuvent être utilisées sur toutes les faces des restaurations en raison de leur surface d'action très importante. Leur action doit être impérativement précédée par des instruments réalisant une phase de finition.

Elles ont été utilisées dans cette étude après deux séquences de finition différentes, soit des polissoirs en acrylique soit des disques Optidisc®.

L'efficacité d'une procédure de finition et de polissage se mesure aisément grâce aux valeurs de rugosité, à la brillance des échantillons expérimentaux ainsi qu'à leur aspect macroscopique.

En ce qui concerne la rugosité, l'objectif est d'obtenir des valeurs de Ra les plus faibles possibles, voisines ou inférieures à $0,20\mu\text{m}$, en référence aux travaux de Quirynen et Bollen (1995).

Quel que soit le matériau testé, les séquences instrumentales P1+P2+O, D1+D2+D3+D4 et D1+D2+O permettent d'obtenir des valeurs très faibles (voisines de $0,05\mu\text{m}$) très largement inférieures à cette valeur liminaire.

Le praticien pourra choisir parmi l'une de ces 3 séquences instrumentales en étant assuré d'une rugosité minimale.

En ce qui concerne la brillance, totalement indispensable pour les zones visibles par le patient, les 3 séquences P1+P2+O, D1+D2+D3+D4 et D1+D2+O permettent d'obtenir une surface qualifiée de brillante, simulant au mieux celle de l'émail dentaire humain.

En ce qui concerne l'aspect macroscopique, seule la séquence instrumentale D1+D2+D3+D4 permet d'obtenir une surface à la fois brillante et caractérisée par une très grande régularité.

Cette régularité est particulièrement recherchée non seulement dans les espaces interdentaires mais également pour les faces vestibulaires des dents antérieures des patients adultes ou âgés.

Seules les surfaces obtenues avec les séquences P1+P2+O et D1+D2+O permettent de réaliser des états de surface irrégulier.

Cette irrégularité de surface est retrouvée très classiquement pour les dents de sujets jeunes en raison de la persistance des périkymaties à la surface de l'émail.

Pour les recréer le praticien choisira soit l'utilisation de polissoirs acrylique soit de disques abrasifs. Dans le premier cas il aura la possibilité de les réutiliser alors que les disques seront à usage unique : l'ergonomie de travail sera le facteur de choix entre ces 2 options cliniques.

8. Conclusion

Les réhabilitations prothétiques en prothèse fixée dento-portée et implanto-portée de faible, moyenne et grande étendue nécessitent la réalisation de prothèses transitoires. Elles sont encore appelées prothèses intermédiaires ou provisoires.

Ces restaurations sont nécessaires pour des raisons fonctionnelles, esthétiques, biologiques.

Le praticien a le choix entre différentes classes de biomatériaux.

Le cahier des charges impose à ces biomatériaux des propriétés adaptées à leurs différentes indications cliniques.

Le praticien peut utiliser ces biomatériaux soit en technique directe soit en technique indirecte

Quelles que soient la classe de biomatériau et leur procédure de réalisation, les procédures de finition et de polissage sont indispensables.

Les procédures de finition ont pour objectif de satisfaire à des obligations anatomiques et fonctionnelles.

Elles sont réalisées avec des instruments rotatifs caractérisés par un pouvoir abrasif élevé.

Les procédures de polissage font suite à la phase de finition.

Elles sont réalisées avec des instruments caractérisés par un faible pouvoir abrasif.

Elles ont pour but de transformer une surface fonctionnelle et rugueuse en une surface lisse compatible avec l'environnement buccal qui répond à des objectifs biologiques et esthétiques.

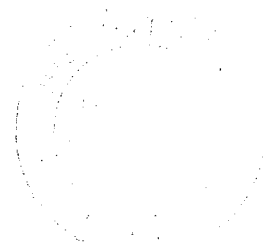
Le but de cette étude expérimentale a été d'évaluer *in vitro* l'aptitude au polissage de 2 résines composites chémo-polymérisables en utilisant différentes séquences de finition et de polissage correspondant à différentes situations cliniques.

Les résultats de cette étude ont mis en évidence :

1. une aptitude au polissage identique entre les 2 matériaux expérimentaux malgré des compositions différentes, notamment en ce qui concerne le taux des charges minérales,
2. des états de surface caractérisés par un aspect macroscopique d'apparence visuelle variable soit régulière, soit irrégulière,
3. des indications spécifiques des procédures de polissage en fonction de l'indication clinique des résines provisoires.

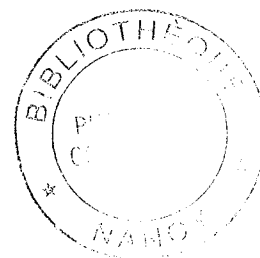
Cette étude *in vitro* mérite d'être étendue :

1. à d'autres spécialités commerciales appartenant à la famille des résines composites pour les comparer entre elles,
2. à d'autres familles de résines composites pour étudier l'influence de leur structure et de leur composition sur leur aptitude au polissage,
3. à d'autres instruments proposés pour les procédures de finition et de polissage, notamment les pâtes de polissage et les vernis polymérisables,
4. en utilisant d'autres méthodes d'évaluation des surfaces étudiées, notamment en profilométrie à trois dimensions mais également en microscopie à force atomique pour pouvoir étudier d'une façon très précise la fraction organique de ces biomatériaux.



9. Bibliographie.

1. AL-MULLA MAS, HUGGETT R, BROOKS SC, MURPHY WM
Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material
Dent. Mater. 1988; 4: 197-200
2. ANUSAVICE, KENNETH J
Finishing and polishing materials
In: Phillip's science of dental materials
11^eéd. Philidelphia: W.B. Saunders ; 2003.- p. 351-377.
3. BEHIN P, DUPAS PH
Pratique clinique des matériaux dentaires en prothèse fixée
Paris : CdP (Guide clinique) ; 1997.- 109p.
4. BOLLEN CML , LAMBRECHTS P , QUIRYNEN M
Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface
roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature
Dent. Mater. 1997; 13: 258-69
5. BOLLEN CML, PAPAIOANNOU W, VAN ELDER J , SCHEPERS E,
QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D
The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-
implant mucositis
Clin. Oral Imp. Res. 1996; 7: 201-211
6. BRECX M, THEILADE J, ATTSTÖM R
An ultrastructural quantitative study of the significance of microbial manipulation
during early dental plaque growth
J. Periodontal Res. 1983; 18: 177-186
7. BRADEN M, CLARKE RL, PEARSON GJ, CAMPBELL KEYS W



A new temporary crown and bridge resin

Br. Dent. J 1976; 141: 269-272

8. BROCHERS L, TAVASSOL F, TSHERMITSCHKEK H

Surface quality achieved by polishing and by varnishing of temporary crown and fixed partial denture resins.

J. Prosthet. Dent. 1999; 82: 550-6

9. BURDAIRON G

Abrégé des biomatériaux dentaires

2^oéd. Paris; Masson; 1990.- 306p.

10. COMBE EC

Notes on dental materials

Edinburg: Churchill Livingstone; 1981.- 33p.

11. CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC

Dental materials: Properties and Manipulation

7^oéd. St Louis; Mosby; 2000.- 327p.

12. DOWEK D

La temporisation par prothèses provisoires conjointes

Réalités cliniques 1995 vol.6 n°1.-p 45-54.

13. FERRACANE JL

Materials in dentistry: Principles and Applications

Philadelphia; JB Lippincott Company; 1995.- 360p.

14. FRADEANI M

Esthetic analysis: a systematic approach to prosthetic treatment

London: Quintessence Publishing co; 2004.- 352p.

15. GRAUX F, DUPAS PH

Prothèse fixée transitoire

Paris : Guide clinique ; 2000.-114p.

16. GULER AU, KURT S, KULUNK T

Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials

J. Prosthet. Dent. 2005; 93: 453-8

17. HASELTON DR, DIAZ-ARNOLD AM, DAWSON DV

Effect of storage solution on surface roughness of provisional crown and fixed partial denture materials

J. Prosthodont. 2004; 13: 227-32

18. HERBERT T, SHILLINGBURG

Bases fondamentales en prothèse fixée

3^eéd. Vélizy-Villacoublay; Editions CdP: Initiatives Santé; 1998.- 572p.

19. JONES CS, BILLINGTON RW, PEARSON GP

The in vivo perception of roughness of restorations

Br. Dent. J. 2004; 196: 42-5 Discussion 31

20. LAURENT M, LACROIX P, LABORDE G

Savoir réconcilier prothèse fixée et parodonte

Strat. Prothétique Nov 2001 ; 2(1) : 103-107

21. MAALHAGH-FARD A, WAGNER WC, PINK FE, NEME AM

Evaluation of surface finish and polish of eight provisional restorative materials using acrylic bur and abrasive disk with and without pumice

Oper. Dent. 2003; 28: 734-9

22. MEYER JM, BELSER U

Les matériaux pour couronnes et ponts provisoires

Réalités Cliniques 1994 vol.5 n°1.- p 15-24.

23. O'BRIEN WJ

Dental materials and their selection

3^{éd.} Chicago; Quintessence Books; 2002.- 418p.

24. O'BRIEN WJ, RYGE G

Les matériaux dentaires: précis et guide de choix

Saint-Jean-sur-Richelieu Québec; Ed. Préfontaines inc.; 1982.- 504p.

25. O'DONNELL EF, RADFORD DR, SINCLAIR GF, CLARK RK

Chairside polishing of heat-cured acrylic resin: an SEM and EDA study

Int. J. Prosthodont. 2003; 16: 233-8

26. OGOLNIK R, PICARD B, DENRY I

Cahiers de Biomatériaux: matériaux organiques

Paris: Masson; 1992.- 106p.

27. QUIRYNEN M, BOLLEN CML

The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature

J. Clin. Periodontol. 1995; 22: 1-14

28. QUIRYNEN M, BOLLEN CML, PAPAIOANNOU, VAN ELDRE J, VAN STEENBERGHE D

The influence of titanium abutments surface roughness on plaque accumulation and gingivitis. Short-term observations

Int. J. Oral and Maxillofac. Implants 1996; 11: 169-178

29. QUIRYNEN M, MARECHAL M, BUSSCHER HJ, WEERKAMP AH, DARIUS PL, VAN STEENBERGHE D

The influence of surface-free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man

J. Clin. Periodontol. 1990; 17: 138-144

30. SEN D, GOLLER G, ISSEVER H

The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins

J. Prosthet. Dent. 2002; 88: 527-32

31. SKINNER EW, PHILLIPS RW

Science des matériaux dentaires

6^oéd. Paris; Prelat; 1971.- 684p.

32. TAYLOR R, MARYAN C, VERRAN J

Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes

J. Prosthet. Dent. 1998; 80: 592-7

33. UNGER F, LEMAITRE P, HOORNAERT A

Prothèse fixée et parodonte

Paris: CdP (Guide clinique); 1997.- 151p.

34. VAN NOORT R

Controversial aspects of composite resin restorative materials

Br. Dent. J. 1983; 155: 380-5

35. WALTER X

Les rôles déterminants des prothèses transitoires conjointes dans le cadre des traitements prothétiques

Thèse Nancy I 1993

36. WILLEMS G, LAMBRECHTS P, BRAEM M, CELIS JP, VANHERLE G

A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics

Dent. Mater. 1992; 8: 310-9

37. YOUNG HM, SMITH CT, MORTON D

Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials

J. Prosthet. Dent. 2001; 85: 129-32

FACULTE D'ODONTOLOGIE

Jury : Président : JP LOUIS – Professeur des Universités
 Juges : JP SALOMON – Maître de Conférences des Universités
 J SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
 D. PONGAS – Assistant Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

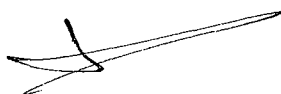
Présentée par: **Mademoiselle MOUMNI Siham**

né(e) à: **NANCY (Meurthe-et-Moselle)**

le **29 avril 1981**

et ayant pour titre : **«Etude de la rugosité d'une résine autopolymérisante : cool temp® .»**

Le Président du jury,



JP LOUIS

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

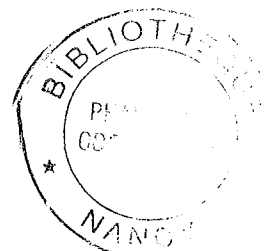


Autorise à soutenir et imprimer la thèse

2937

NANCY, le 19.11.2007

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1



MOUMNI (Siham).– Etude de la rugosité d'une résine autopolymérisante:
COOL TEMP®.

Nancy, 2007.- 85p. : ill. ; 30 cm

Th.: Chir. Dent.: Nancy : 2007

Mots-clés :	Prothèse transitoire conjointe	Finition
	Rugosité	Polissage
	Résines autopolymérisantes	

MOUMNI (Siham).– Etude de la rugosité d'une résine autopolymérisante:
COOL TEMP®.

Nancy, 2007.- 83p. : ill. ; 30 cm

Th.: Chir. Dent.: Nancy : 2007

La prothèse transitoire conjointe est une étape incontournable pour l'élaboration de la prothèse d'usage.

Deux matériaux sont utilisés en pratique clinique pour la conception de ces prothèses : les résines acryliques et les résines composites.

Pour respecter les impératifs fonctionnels, anatomiques, biologiques et esthétiques de la cavité buccale, il est indispensable pour le praticien de finir et de polir ses prothèses.

Les solutions proposées par les industriels sont nombreuses. Le choix d'une procédure de finition et de polissage doit satisfaire à des objectifs d'efficacité et d'ergonomie.

Cette étude a porté sur deux résines composites subissant différentes séquences instrumentales (à l'aide de disques, de polissoirs et d'une brosette imprégnée). L'efficacité de la procédure, évaluée par la mesure des valeurs de rugosité et par une analyse visuelle, a permis d'orienter le choix de la séquence en fonction de la situation clinique et de la zone à traiter.

L'étude peut être étendue à d'autres matériaux et d'autres instruments disponibles pour offrir un choix plus large au praticien.

Jury :

Monsieur J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
<u>Monsieur J. SCHOUVER</u>	Maître de Conférences	Juge
<u>Monsieur J.P. SALOMON</u>	Maître de Conférences	Juge
Monsieur D. PONGAS	Assistant Hospitalier	Juge

Adresse de l'auteur : Siham Moumni
14 rue de l'hôtel de ville
54390 Frouard

MOUMNI (Siham).– Etude de la rugosité d'une résine autopolymérisante:
COOL TEMP®.
Nancy, 2007.- 85p. : ill. ; 30 cm

Th.: Chir. Dent.: Nancy : 2007

Mots-clés :	Prothèse transitoire conjointe	Finition
	Rugosité	Polissage
	Résines autopolymérisantes	

MOUMNI (Siham).– Etude de la rugosité d'une résine autopolymérisante:
COOL TEMP®.
Nancy, 2007.- 83p. : ill. ; 30 cm

Th.: Chir. Dent.: Nancy : 2007

La prothèse transitoire conjointe est une étape incontournable pour l'élaboration de la prothèse d'usage.

Deux matériaux sont utilisés en pratique clinique pour la conception de ces prothèses : les résines acryliques et les résines composites.

Pour respecter les impératifs fonctionnels, anatomiques, biologiques et esthétiques de la cavité buccale, il est indispensable pour le praticien de finir et de polir ses prothèses.

Les solutions proposées par les industriels sont nombreuses. Le choix d'une procédure de finition et de polissage doit satisfaire à des objectifs d'efficacité et d'ergonomie.

Cette étude a porté sur deux résines composites subissant différentes séquences instrumentales (à l'aide de disques, de polissoirs et d'une brosse imprégnée). L'efficacité de la procédure, évaluée par la mesure des valeurs de rugosité et par une analyse visuelle, a permis d'orienter le choix de la séquence en fonction de la situation clinique et de la zone à traiter.

L'étude peut être étendue à d'autres matériaux et d'autres instruments disponibles pour offrir un choix plus large au praticien.

Jury :

Monsieur J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
<u>Monsieur J. SCHOUVER</u>	Maître de Conférences	Juge
<u>Monsieur J.P. SALOMON</u>	Maître de Conférences	Juge
Monsieur D. PONGAS	Assistant Hospitalier	Juge

Adresse de l'auteur : Siham Moumni
14 rue de l'hôtel de ville
54390 Frouard